

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Software pro analýzu obrazu fantomu Normi RAD/FLU v rámci zkoušek  
provozní stálosti**

**Software for Image Analysis of Normi RAD/FLU Fantom in the Context of  
Operational Stability Tests**

## Zadání diplomové práce

Student:

**Bc. Pavel Stolbenko**

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Software pro analýzu obrazu fantomu Normi RAD/FLU v rámci  
zkoušek provozní stálosti  
Software for Image Analysis of Normi RAD/FLU Fantom in the Context  
of Operational Stability Tests

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou testování kV zobrazovacích systémů pomocí fantomů.
2. Stanovení rozsahu požadovaných testů dle doporučení SÚJB a výsledků přejímacích zkoušek.
3. Návrh a realizace softwarového prostředí pro testování a verifikaci Normi RAD/FLU.
4. Testování SW prostředí na reálných datech.
5. Zhodnocení dosažených výsledků a využitelnosti SW pro potřeby klinické praxe.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Doporučení - Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Lineární urychlovače používané v radioterapii*. Praha: SÚJB, 2015. Dostupné také z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske\\_ozareni/doporuceni\\_RT/Doporuc\\_LU\\_RT\\_def.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuc_LU_RT_def.pdf).
- [2] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Doporučení Zkoušky provozní stálosti: Skiagrafická a digitální pracoviště*. Praha: SÚJB, 2010. Dostupné také z: <https://www.sujb.cz/dokumenty-a-publikace/publikace-sujb/>.
- [3] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT*. Praha: SÚJB, 2009. Dostupné také z: [https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/Doporučení\\_kilovoltazni\\_system\\_IGRT\\_def\\_pdf.pdf](https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/Doporučení_kilovoltazni_system_IGRT_def_pdf.pdf).
- Poznámka: Toto doporučení zahrnuje požadavky normy ČSN EN 61223-3-1, část 3-1: přejímací testy – proces zobrazování u rentgenových skiagrafických a skiaskopických zařízení.
- [4] PTW-FREIBURG. *NORMI RAD/FLU user manual*. PTW-Freiburg, 2016. D857.131.00/03 en.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Jan Kubiček

Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2018



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*

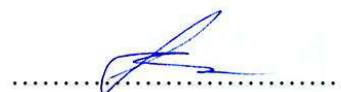


---

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Českých Budějovicích 20. Dubna 2018





## **PODĚKOVÁNÍ**

Touto cestou bych rád poděkoval vedoucímu práce doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D., konzultantovi Ing. Janu Kubíčkovi, Ph.D. a kolegovi RNDr. Ing. Petru Berkovskému za poskytnutí cenných rad a podnětů při tvorbě této práce. Dále bych chtěl poděkovat mé rodině, přátelům a kolegům za podporu během studia.

## **ABSTRAKT**

Tato diplomová práce se zabývá vývojem softwaru pro analýzu obrazu fantomu Normi RAD/FLU a vychází z požadavků Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Práce analyzuje problematiku testování kilovoltážních zobrazovacích systémů. Na základě této analýzy jsou navrženy objektivní metody pro hodnocení kvalitativních parametrů rentgenového obrazu fantomu Normi RAD/FLU, který je využíván k testování kilovoltážních zobrazovacích systémů na lineárních urychlovačích TrueBeam Radiotherapy System. Popsán je návrh a tvorba softwaru s graficko-uživatelským rozhraním. Vytvořený software je otestován v reálném provozu a je úspěšně začleněn do systému řízení jako součást zkoušek provozní stálosti.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

fantom Normi RAD/FLU, KV zobrazovací systém, kvalita obrazu, MTF, LCR, SNR, dynamický rozsah

## **ABSTRACT**

This thesis deals with development of Normi RAD/FLU Phantom image analysis software and it is based on requirements of the Department of Oncology of the hospital Nemocnice České Budějovice a.s. Thesis analyzes the problematics of testing of the X-ray imaging systems. Based on this analysis, objective methods are designed for evaluating the qualitative parameters of the Normi RAD/FLU phantom, which is used to testing of the X-ray imaging systems on the linear accelerators TrueBeam Radiotherapy System. Design and creation of software with graphical-user interface are described. Created software is properly tested and it is successfully integrated into the management system as part of the operational stability tests.

## **KEY WORDS**

Normi RAD/FLU phantom, KV imaging system, image quality, MTF, LCR, SNR, dynamic range

## **OBSAH**

<b>SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....</b>	<b>7</b>
<b>SEZNAM ILUSTRACÍ.....</b>	<b>9</b>
<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>11</b>
<b>ÚVOD .....</b>	<b>12</b>
<b>1 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY TESTOVÁNÍ KVALITY RTG OBRAZU.....</b>	<b>13</b>
<b>2 FANTOM NORMI RAD/FLU .....</b>	<b>29</b>
2.1 POPIS FANTOMU .....	29
2.1.1 Testovací prvky fantomu Normi RAD/FLU .....	30
2.2 STANOVENÍ ROZSAHU POŽADOVANÝCH TESTŮ .....	32
2.3 NÁVRH METODY VÝPOČTU STANOVENÝCH TESTŮ A JEJICH LIMITNÍCH HODNOT ..	33
2.3.1 HCR .....	33
2.3.2 LCR.....	33
2.3.3 Zobrazení stupnice šedi – dynamický rozsah .....	33
2.3.4 SNR.....	34
<b>3 NÁVRH A REALIZACE SOFTWARE .....</b>	<b>35</b>
3.1 TVORBA BINÁRNÍCH MASEK.....	35
3.2 MATCHING OBRAZU .....	37
3.3 GUI .....	40
3.3.1 Struktura programu a organizace naměřených dat.....	40
3.3.2 Prezentace naměřených dat.....	42
3.3.3 Ovládací prvky.....	46
3.3.4 Optimalizace .....	48
<b>4 TESTOVÁNÍ SOFTWARE .....</b>	<b>49</b>
<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>53</b>
<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>54</b>
<b>PŘÍLOHA NA DVD .....</b>	<b>57</b>

## SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

$\sigma$	směrodatná odchylka
$\pi$	Ludolfovo číslo
CBCT	cone beam CT
CDC	contrast detail curve
CNR	contrast to noise ratio
CT	computed tomography
ESF	edge spread function
FT	Fourierova transformace
FWHM	full width at half maximum
GUI	graphical user interface
HCR	high contrast resolution
HU	Hounsfield unit
IGRT	image guided radiation therapy
KV	kilovoltážní
KVD	kilovoltážní detektor
lat	laterální
LCR	low contrast resolution
lng	longitudinální
lp	line pairs
LSF	line spread function
LU	lineární urychlovač
MATLAB	matrix laboratory
MTF	modulation transfer function
MV	megavoltážní
MVD	megavoltážní detektor
OTF	optical transfer function
PMMA	polymethylmethakrylát
PSF	point spread function

RoI	region of interest
SBRT	stereotactic body radiation therapy
SNR	signal to noise ratio
SRS	stereotactic radiosurgery
SŘ	system řízení
SÚJB	Státní pro jadernou bezpečnost
SÚRO	Státní úřad radiační ochrany
SW	software
vrt	vertikální
ZDS	zkouška dlouhodobé stability
ZPS	zkoušky provozní stálosti

## SEZNAM ILUSTRACÍ

Obr. 1. <sup>(1)</sup> Fantomy pro měsíční zkoušky umístěné v držáku na ozařovacím stole. Zleva – EMMA, QCkV-1, QC-3 a MIMI fantom.....	13
Obr. 2. <sup>(1)</sup> MATLAB GUI pro analýzu kvality obrazu. ....	14
Obr. 3. <sup>(6)</sup> Oblasti zájmu pro výpočet MTF.....	16
Obr. 4. <sup>(12)</sup> Obraz proužkového fantomu (a). Určení referenční linie (b).....	18
Obr. 5. <sup>(12)</sup> Oblasti zájmu R1 a R2 pro výpočet amplitudy A. ....	20
Obr. 6. <sup>(11)</sup> Obraz hvězdicového fantomu 07-510-2 High-precision star.....	23
Obr. 7. <sup>(18)</sup> LSF (a). Příčný profil LSF (b). ESF (c). Příčný profil ESF (d). ....	25
Obr. 8. <sup>(18)</sup> Demonstrace schopností mozku detekovat nízko-kontrastní struktury v zašuměném obraze. Z příčného profilu lze detekovat náznak přítomnosti struktury až u 20% kontrastu.....	27
Obr. 9. <sup>(23)</sup> Fantom Normi RAD/FLU 300x300 mm T42032. ....	29
Obr. 10. <sup>(23)</sup> Rozvržení testovacích prvků fantomu Normi RAD/FLU.....	30
Obr. 11. Kontury binárních masek pro výpočet MTF – bloky s proužky (červeně), samotné proužky (zeleně), pozadí (modře). ....	36
Obr. 12. Kontury binárních masek pro kontrastní značku č. 6 (červeně) a její pozadí (modře). Stejným způsobem byly vytvořeny binární masky pro ostatní značky. ....	36
Obr. 13. Kontura binární masky schodu č. 7. Stejným způsobem byly vytvořeny binární masky pro ostatní dynamické schody. ....	37
Obr. 14. Rozložení intenzity signálu v obraze fantomu Normi RAD/FLU. Souřadnice x, y udávají pozici jednotlivých pixelů. ....	38
Obr. 15. Body nalezené funkcí automatického matchingu použité pro zarovnání snímků. ....	39
Obr. 16. Vysoká hodnota vadného pixelu v obraze (vlevo) a jeho redukce (vpravo). ....	39
Obr. 17. Okno manuálního matchingu s referenčním snímkem (vpravo), hodnoceným snímkem (vlevo) a body 1,2 pro zarovnání snímku. Ze snímků je také patrná vůle v uložení bloku MTF.....	40
Obr. 18. Struktura programu. ....	40
Obr. 19. Organizace naměřených dat. ....	41
Obr. 20. Načtení/vytvoření/uložení struktury 'masterData' při spuštění/zavření programu. ....	42
Obr. 21. Design graficko-uživatelského rozhraní.....	43

Obr. 22. Kompletní výsledky testů aktuálně hodnoceného snímku. ....	44
Obr. 23. Vývoj hodnot vybraných parametrů v čase. ....	45
Obr. 24. Srovnání provedení matchingu. Zleva: bez matchingu, manuální matching, automatický matching. ....	46
Obr. 25. Ovládací prvky GUI. ....	47
Obr. 26. Opakovaně vyskytující se artefakty v obrazech z LU v.č. 2287 zjištěné při testování SW. ....	49
Graf 1. <sup>(6)</sup> Křivka MTF. ....	17
Graf 2. <sup>(12)</sup> Profil získaný z linie kolmé na směr proužků. ....	18
Graf 3. <sup>(12)</sup> Zprůměrované profily jednotlivých frekvencí (křížkovaná čára). Plnou čarou je znázorněn vstupní čtvercový signál. Graf vpravo dole ukazuje průběhy všech sedmi frekvencí ve stejném měřítku. ....	19
Graf 4. <sup>(12)</sup> MTF vypočtená převzorkovací metodou z obrazu proužkového fantomu ..... 22	22
Graf 5. <sup>(6)</sup> Křivky MTF vypočtené různými metodami u stejného detektoru. ....	26
Graf 6. <sup>(24)</sup> Křivka kontrast-detail vyjadřuje závislost velikosti zobrazeného objektu na jeho kontrastu. ....	28
Graf 7. Odchyłky výsledné hodnoty MTF frekvence 1,6 lp/mm při opakovaném vyhodnocování stejného snímku. ....	50
Graf 8. Hodnoty kontrastu značky č. 4 testu LCR pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru. ....	51
Graf 9. Hodnoty kontrastu mezi schody č. 16 a č. 17 testu zobrazení stupnice šedi pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru. ....	51
Graf 10. Hodnoty SNR pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru. ....	52
Graf 11. Hodnoty MTF pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru. ....	52

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. <sup>(23)</sup> Tloušťka měděných schodů a dynamické hodnoty schodů vztažené k referenčnímu schodu č. 9. ....	31
Tabulka 2. <sup>(23)</sup> Hloubky značek pro určení LCR a hodnoty % kontrastu vztažené k referenčnímu schodu č. 9. ....	31
Tabulka 3. Stanovení rozsahu požadovaných testů. ....	32



## ÚVOD

Zobrazovací metody využívající ionizujícího záření jsou dnes již nepostradatelnou součástí mnoha lékařských oborů. Prudký rozvoj těchto metod jde ruku v ruce s vývojem výpočetní techniky a detektorů ionizujícího záření. Neustále se zvyšují nároky na rozlišení, citlivost, přesnost a efektivitu zobrazovacích metod a zároveň je kladen důraz na snižování radiační zátěže pacientů a personálu. Nelehká úloha v tomto procesu připadá na radiologického fyzika, který je zodpovědný za vedení systému řízení (SŘ), dle zákona 263/2016 Sb. (vyhláška 408/2016 o systému řízení, vyhláška 422/2016 o radiační ochraně). Součástí SŘ jsou zkoušky provozní stálosti (ZPS), jejichž náplní je pravidelná kontrola přístrojů a udržování kvalitativních parametrů v nastavených mezích. SŘ a tedy i ZPS jsou dynamické dokumenty, tvořeny a neustále optimalizovány radiologickým fyzikem na základě doporučení mezinárodních a národních úřadů dohlížejících na jadernou bezpečnost a radiační ochranu. V České republice je to Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) a Státní úřad radiační ochrany (SÚRO).

Cílem této práce je vytvoření softwaru pro analýzu obrazu fantomu Normi RAD/FLU (výrobce PTW-Freiburg). Tento fantom je využíván na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. k hodnocení kvalitativních parametrů rentgenového obrazu kilovoltážních zobrazovacích systému na dvou lineárních urychlovačích TrueBeam Radiotherapy System (výrobce Varian Medical Systems). V současné době je obraz fantomu analyzován subjektivně a jednotlivé parametry jsou ručně zapisovány do tabulky. Důvodů pro tvorbu vyhodnocovacího softwaru je několik. V první řadě je žádoucí odstranění subjektivity při analýze obrazu a nestability podmínek, při kterých se obraz hodnotí (různá denní doba, osvětlení místnosti, apod.). Dalším důvodem je zjednodušení záznamu dat, zpřehlednění naměřených hodnot v závislosti na stanovených tolerančních mezích a prezentace vývoje těchto hodnot v čase. Vhodná by také byla možnost nastavení varování při tendenčních změnách, aby se náprava potencionálního problému mohla s předstihem naplánovat a nenarušovala tak klinický provoz. V neposlední řadě je motivací pro tvorbu softwaru úspora času při vyhodnocování. Úspora času je žádoucí z důvodu navyšování administrativy, složitosti technik a zařízení a jejich požadované kontroly, při stávajícím počtu zaměstnanců fyzikálně technického úseku.

Potencionálním přínosem je možnost využití fantomu Normi RAD/FLU a rozšíření vytvořeného softwaru pro hodnocení kvality obrazu 27 skiagrafických a skiaskopických rentgenových zařízení na Radiologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Kvalita obrazu je zde hodnocena také subjektivní metodou. Vzhledem k množství zařízení by bylo možné dosáhnout značného zefektivnění ZPS.

Diplomová práce je rozdělena do čtyř hlavních kapitol. První kapitola, literární rešerše problematiky testování rentgenového obrazu, posloužila k nalezení objektivních metod hodnocení vybraných parametrů obrazu. V druhé kapitole je popsán fantom Normi RAD/FLU. Je zde stanoven rozsah testů, návrh jejich výpočtu a se stanovením mezních hodnot pro vybrané parametry. Třetí kapitola se věnuje návrhu a realizaci softwaru. Popsána je zde tvorba binárních masek, matching obrazu a vývoj graficko-uživatelského prostředí. Ve čtvrté kapitole jsou popsány metody testování softwaru. V závěrečné kapitole je zhodnocen přínos softwaru a nastíněny jsou zde možnosti dalšího rozšíření softwaru.

# 1 SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY TESTOVÁNÍ KVALITY RTG OBRAZU

Moderní lineární urychlovače využívající pokročilé 2D a 3D zobrazovací metody umožňují podstatně zlepšit přesnost ozáření a dovolují tak zavedení speciálních ozařovacích technik (IGRT, SRS, SBRT). Pro tyto techniky je správná funkce zobrazovacích modalit zcela klíčová. Množství testů, které je potřeba provádět v rámci ZPS, se tak neustále zvyšuje. Řada studií předních pracovišť se zabývá vývojem vlastních nástrojů sloužících k testování, ideálně s co nejvyšší mírou automatizace.

Značného pokroku v tomto směru se podařilo dosáhnout G. Valdesovi a jeho kolektivu.<sup>(1)</sup> Vytvořili komplexní program pro denní a měsíční testy zobrazovacích modalit lineárního urychlovače TrueBeam Radiotherapy System (výrobce Varian Medical Systems). Tento program zahrnuje plně automatický záznam, zpracování a analýzu naměřených dat. V denních testech se provádí verifikace shody radiačního a snímkovacího izocentra, dále ověření pozice a přesnosti změny pozice ozařovacího stolu, a také Winston-Lutz test užívaný při SRS k verifikaci koincidence bočních laserových zaměřovačů a izocentra. Měsíční testy zahrnují rozsáhlé testy kvality obrazu a verifikaci geometrické kalibrace. Standardně tyto procedury vyžadují použití až pěti různých fantomů s rozlišným nastavením a od obsluhy je vyžadovaná značná interakce s ovládací konzolí. Valdes G. a kol. vyrobili speciální držák, který je umístěn na ozařovací stůl a do něj jsou vloženy všechny potřebné fantomy do definovaných pozic (viz Obr. 1). Dále vytvořili XML skript, který pomocí aplikace TrueBeam Developer Mode 2.0 (Varian Medical Systems) provede plně automaticky záznam všech potřebných dat a zcela tak nahrazuje interakci obsluhy s ovládací konzolí.

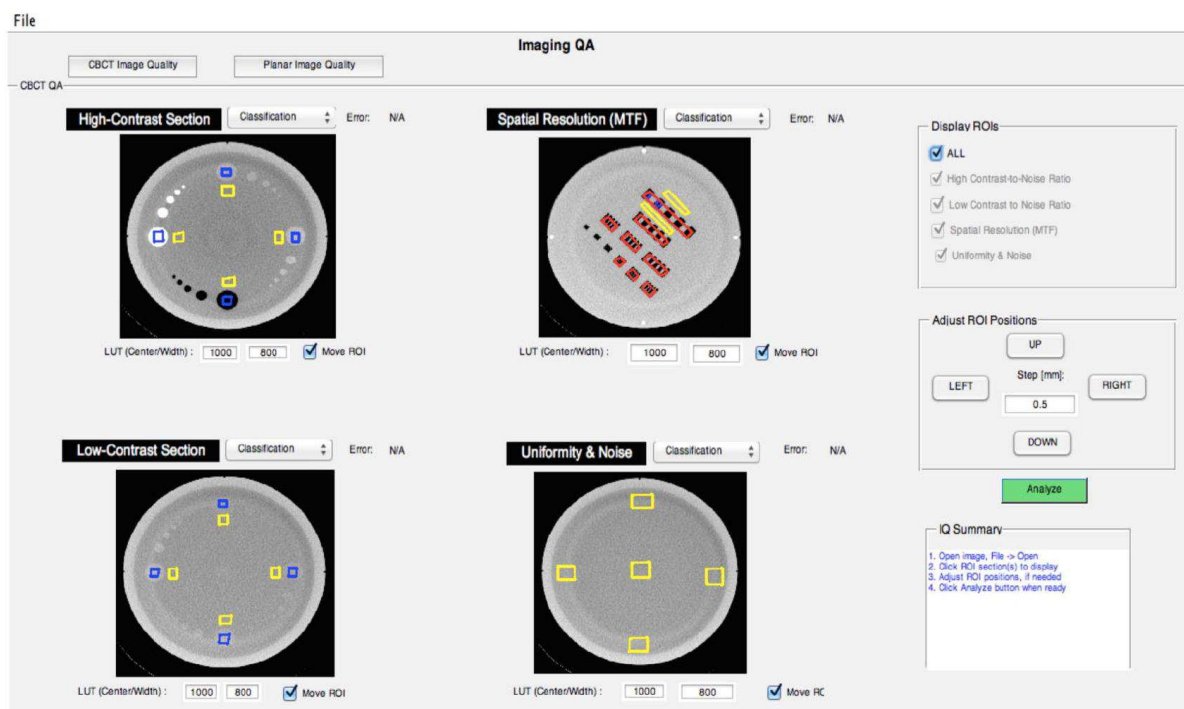


Obr. 1.<sup>(1)</sup> Fantomy pro měsíční zkoušky umístěné v držáku na ozařovacím stole. Zleva – EMMA, QcKv-1, QC-3 a MIMI fantom.

Po záznamu dat automaticky navazuje analýza a následně jejich zpracování. Pro testování kvality kV systému jsou použity projekce z řezů CBCT fantomu EMMA (výrobce Siemens Healthcare)<sup>(2)</sup>. EMMA fantom se skládá ze čtyř sekcí a hodnotí se rozlišení při vysokém kontrastu, rozlišení při nízkém kontrastu, prostorové rozlišení, homogenita a šum. Projekce jednotlivých řezů jsou rekonstruovány aplikací iTool reconstruction 2.0 (Varian Medical Systems). Tento rekonstrukční program dodala firma Varian Medical Systems v rámci výzkumného grantu a autoři navíc upravili jeho algoritmus pro posuzování klinicky významných artefaktů. Řezy jsou následně analyzovány pomocí autory vytvořeného MATLAB GUI (viz Obr. 2). Tento program vyhodnocuje poměr kontrast-šum (angl. contrast-to-noise ratio – CNR) ze čtyř válečků různého kontrastu o průměru 2 cm, které jsou vloženy v sekcích rozlišení při vysokém kontrastu a rozlišení při nízkém kontrastu. CNR se vypočítává dle vzorce:<sup>(2,3)</sup>

$$\text{CNR} = \frac{|m_i - m_b|}{\sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_b^2}}, \quad (1)$$

kde index  $i$  náleží kontrastním válečkům, index  $b$  náleží pozadí,  $m$  označuje střední hodnotu dané oblasti zájmu (angl. region of interest - RoI) a  $\sigma$  označuje směrodatnou odchylku daného RoI.



Obr. 2.<sup>(1)</sup> MATLAB GUI pro analýzu kvality obrazu.

Ze sekce prostorové rozlišení se v programu vyhodnocuje modulační přenosová funkce (angl. modulation transfer function – MTF) v 50 % a v 10 % (MTF50 a MTF10). Problematika měření MTF bude podrobněji rozebrána později. Nakonec program vyhodnocuje homogenitu a šum ze

stejnojmenné sekce. Pro definování homogenity je do obrazu umístěno pět RoI o průměru 2 cm, uprostřed, nahoře, dole, vlevo a vpravo a následně se porovnají střední hodnoty okrajových RoI s centrálním RoI.<sup>(2,4)</sup> Šum se vypočítává dle vzorce:<sup>(5)</sup>

$$\text{šum}(\%) = 100 \times \frac{\sigma_{RoI}}{m_{RoI}}, \quad (2)$$

kde  $\sigma$  označuje směrodatnou odchylku dané oblasti zájmu a  $m$  označuje střední hodnotu dané oblasti zájmu.

Obdobné veličiny popsané pro CBCT jsou vyhodnocovány také pro KV a MV planární snímky fantomů QCKV-1 a QC-3. Oba fantomy jsou umístěny s přesně definovanou pozicí v držáku (viz. Obr. 1) a toho se využívá při automatickém umístění RoI. Následuje analýza v MATLAB GUI. Autoři se dále zmiňují, že v budoucnu zahrnou do automatického programu také kontrolu měřítka vzdálenosti v obraze.

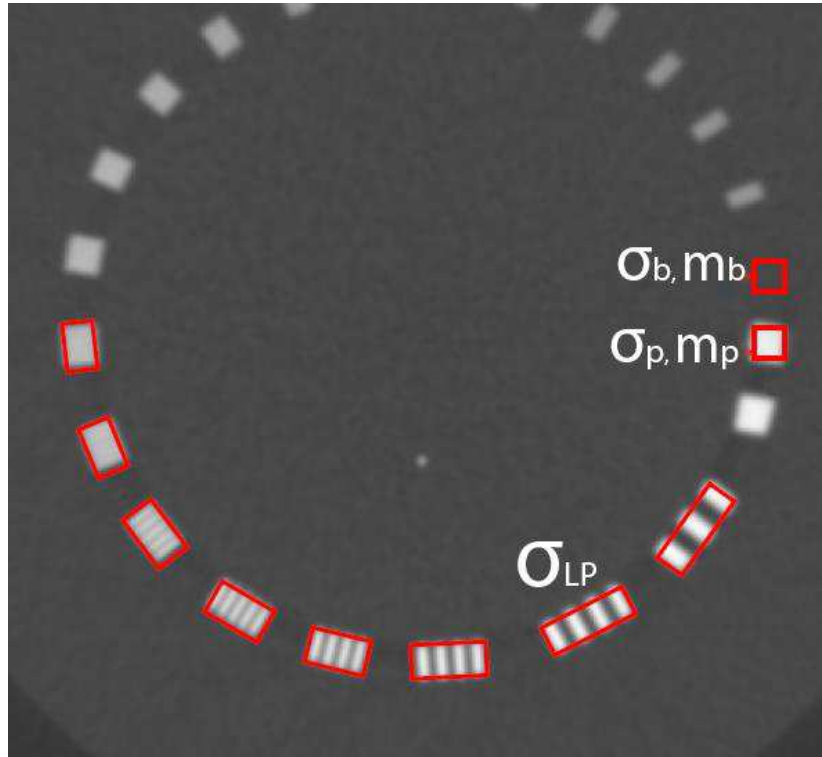
Valdes G. a kol. přicházejí s významným zlepšením provádění části ZPS na lineárním urychlovači. Kromě podrobněji popsaných testů kvality obrazu obsahuje jejich komplexní program několik dalších testů, pro jejichž provedení jsou využity KVD a MVD. Doba potřebná pro provedení denních testů se zkrátila ze  $14,3 \pm 2,4$  min na  $4,2 \pm 0,7$  min. Doba potřebná pro Winston-Lutz test se zkrátila ze  $29,1 \pm 6,2$  min na  $3,1 \pm 0,9$  min a doba potřebná pro provedení měsíčních testů se zkrátila ze  $70,7 \pm 8,0$  min na  $21,8 \pm 0,6$  min.<sup>(1)</sup> Vzhledem k plně automatickému záznamu dat jsou také vyloučeny případné chyby, kterých se může i zkušený fyzik dopustit při nastavování požadovaných parametrů urychlovače. Totéž platí samozřejmě i pro analýzu dat. Tento výzkum, jak autoři uvádějí, byl podpořen samotným výrobcem (Varian Medical Systems) a pravděpodobně bude aplikován v příštích generacích lineárních urychlovačů, které by již v základních verzích mohly disponovat pokročilými nástroji pro automatické testování. Vývoj tak směřuje k tomu, že kompletní měsíční zkoušky, nejen obrazovou část, ale také rozsáhlou dozimetrickou část, bude v budoucnu možno provádět pomocí jednoho fantomu a stisknutím jednoho tlačítka.

Jedním z nejdůležitějších ukazatelů kvality zobrazovacího systému je prostorové rozlišení (nebo také rozlišení při vysokém kontrastu, angl. high contrast resolution - HCR). HCR je schopnost systému zobrazit malý objekt. Existují dva základní přístupy k měření HCR, subjektivní a objektivní. Subjektivní metoda využívá fantomy s bloky, ve kterých jsou naskládány proužky kontrastního materiálu postupně se zmenšující tloušťky a vzájemné vzdálenosti. Na snímku proužkového fantomu se vizuálně hodnotí mezní rozlišitelnost tzv. párů čar na jednotku vzdálenosti, nejčastěji na milimetr (angl. line-pairs – lp/mm). Tato metoda je jednoduchá a běžně používaná, avšak nese sebou nevýhody subjektivního hodnocení. Objektivně se HCR vyjadřuje pomocí modulační přenosové funkce (MTF). MTF udává procentuální přenos prostorové informace z objektu (fantomu) na obraz v závislosti na prostorové frekvenci.<sup>(6)</sup> Výpočet MTF lze realizovat několika způsoby za použití různých fantomů.

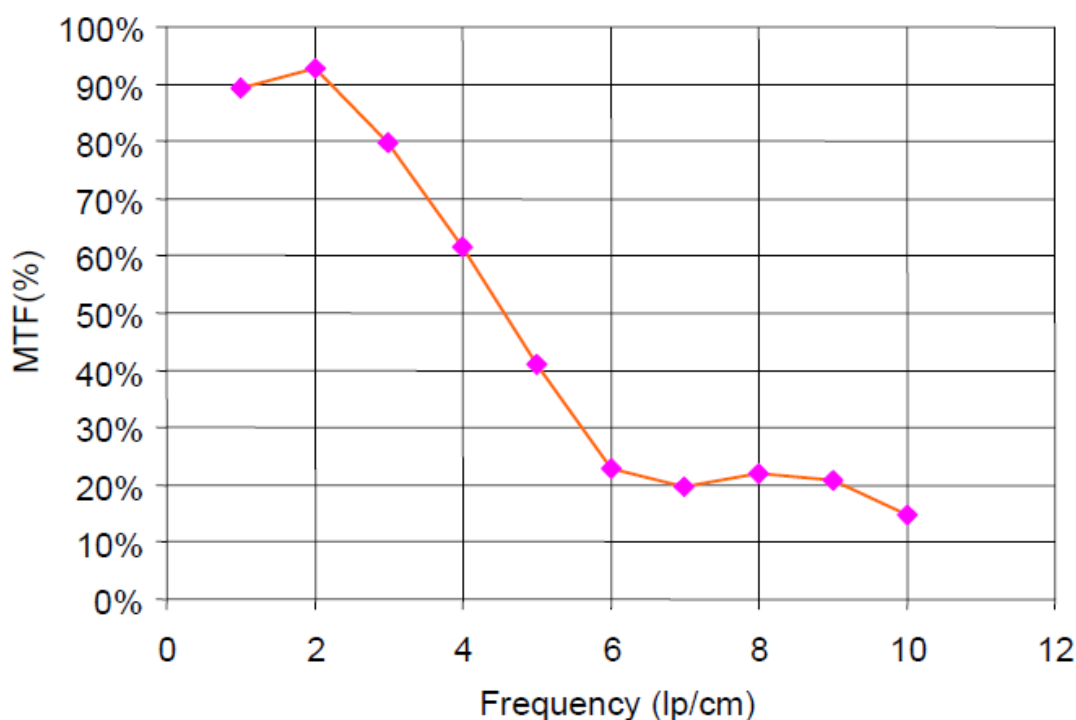
Nejrozšířenější metoda, navržená Droegem v roce 1982, využívá fantomů se čtvercovými bloky s proužky kontrastního materiálu o různých prostorových frekvencích (jako u subjektivní metody). Výpočet MTF se provádí dle vzorce: <sup>(8,9)</sup>

$$\text{MTF}(f) = \frac{\pi}{2} \cdot \frac{\sqrt{\sigma_{LP}^2 - \frac{\sigma_p^2 + \sigma_b^2}{2}}}{|m_p - m_b|}, \quad (3)$$

kde  $\sigma_{LP}$  označuje směrodatnou odchylku z hodnot pixelů RoI bloku s proužky,  $\sigma_p$  označuje směrodatnou odchylku z hodnot pixelů RoI proužku,  $\sigma_b$  označuje směrodatnou odchylku z hodnot pixelů RoI pozadí,  $m_p$  a  $m_b$  jsou střední hodnoty z pixelů RoI proužku a pozadí (viz. Obr. 3). Výpočet se provede pro RoI každého bloku prostorové frekvence a vznikne tak křivka MTF (viz. Graf 1). Tato metoda je v praxi velmi často využívána pro stanovení MTF u diagnostických i terapeutických přístrojů a využívá se pro CT, CBCT a také pro planární snímky. Nevýhoda této metody je v potřebě přesného umístění jednotlivých RoI, což může být problematické u plně automatických SW. Dalším omezením Droegeovi metody je fakt, že frekvence vstupu vyšší než 1/3 mezní frekvence (při mezní frekvenci je hodnota MTF = 0) jsou zcela potlačeny. <sup>(12)</sup> Řada pracovišť využívá pro výpočet MTF různé komerční SW <sup>(3,4,5,9,10,20,21)</sup>, nicméně jsou i pracoviště, která vyvinula vlastní SW. <sup>(1,8,11,12,13,17,19,22)</sup>

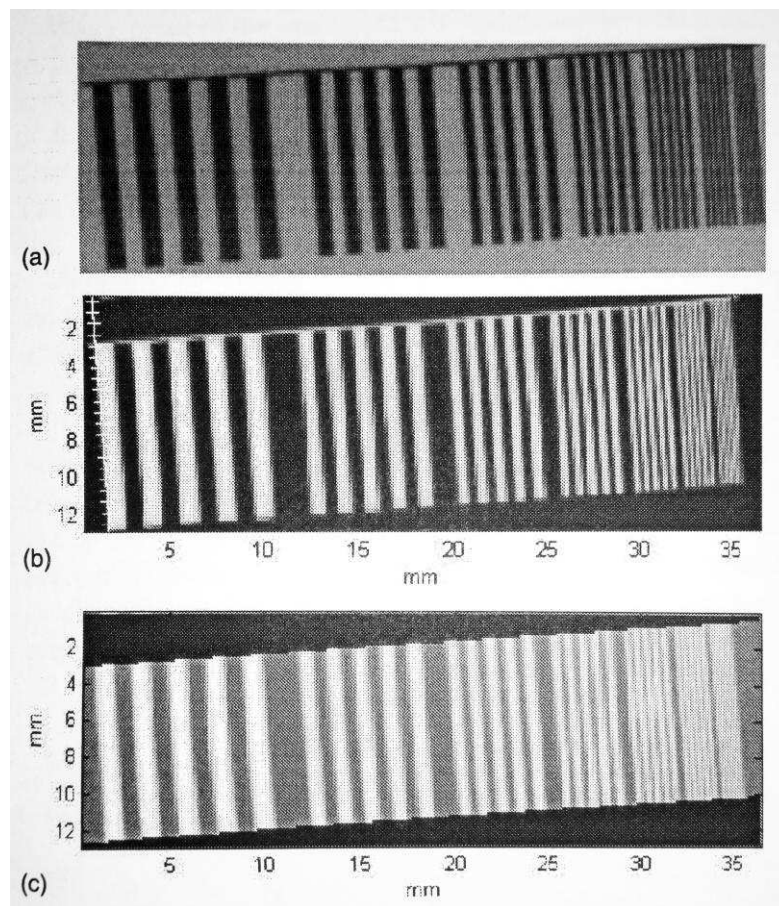


Obr. 3. <sup>(6)</sup> Oblasti zájmu pro výpočet MTF.

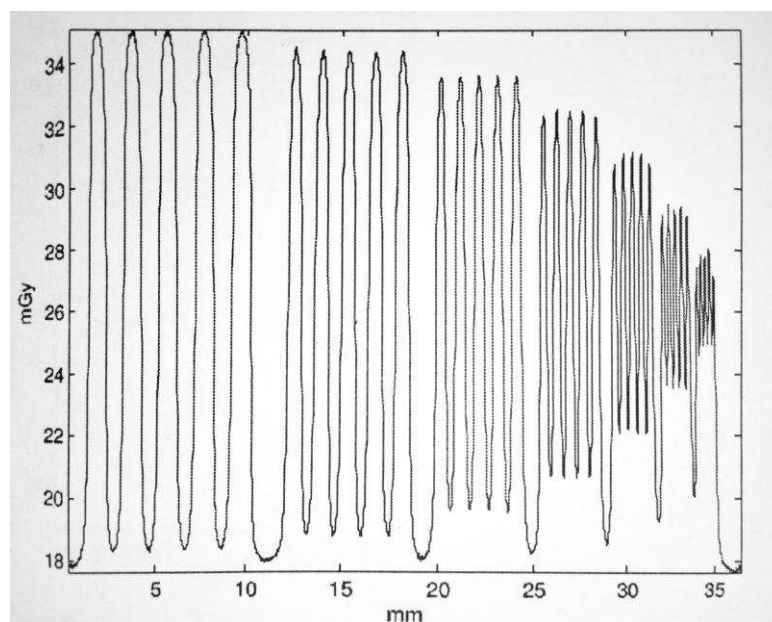


Graf 1. <sup>(6)</sup> Křivka MTF.

S inovativním přístupem k výpočtu MTF z proužkových fantomů přichází Gonzáles a kol.<sup>(12)</sup> Autoři přepracovali metodu vyvinutou původně pro šterbinové a hranové fantomy. Při výpočtu MTF je potřeba obraz fantomu (Obr. 4a) nejprve převzorkovat. Pomocí Sobelova hranového operátoru je nalezena referenční linie paralelní s proužky (Obr. 4b). Získá se binární obraz s hodnotou 1, tam kde funkce našla hrany a s hodnotou 0 ve zbytku plochy. Poté je určena oblast použitá pro analýzu (Obr. 4c). Vzdálenost od středu každého pixelu vůči nalezené referenční paralelní linii je klasifikována. Soubor všech vzdáleností je diskretizován do nového rastru bodů. Velikosti jednoho bodu je 1/10 původní velikosti pixelu a hodnota každého pixelu je přiřazena příslušnému bodu. Dále jsou zprůměrovány hodnoty bodů každého paralelního řádku (vůči referenční linii). Z těchto hodnot vznikne přímá linie, kolmá na směr proužků, ze které se vytvoří profil (Graf 2), tzn. že informace z 2D snímku je soustředěna do 1D profilu. Díky této proceduře má vytvořený profil desetkrát větší vzorkovací frekvenci, než profil z původního snímku. Díky tomu, že se využívá plochy celého snímku, vykazuje převzorkovaný profil také velmi dobrý poměr signál-šum (angl. signal-to-noise ratio – SNR). Profil je rozdělen na sedm profilů dle jednotlivých frekvencí. Čtyři kompletní cykly profilu každé frekvence jsou následně zprůměrovány (Graf 3), což vede k dalšímu zlepšení SNR.

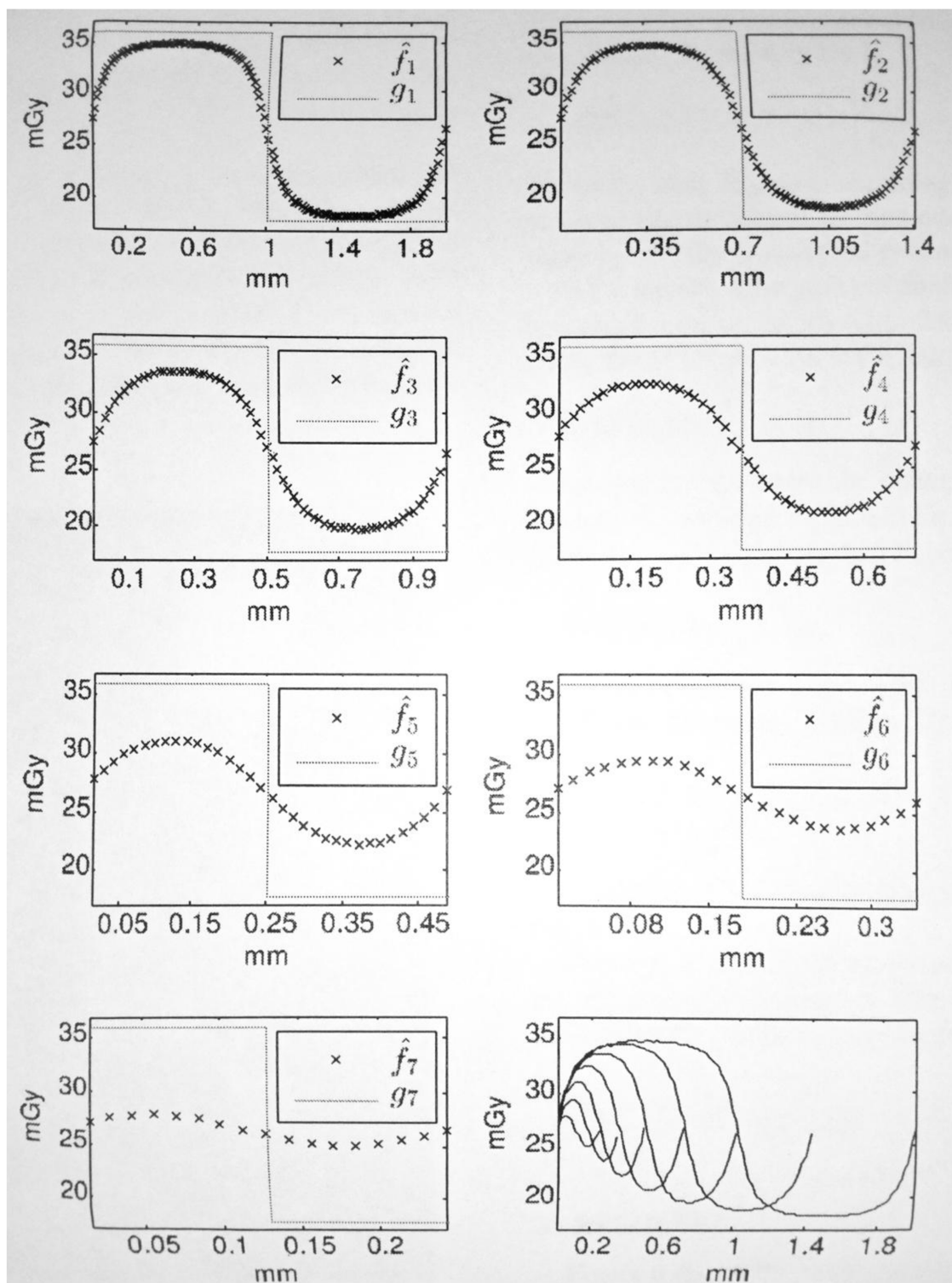


Obr. 4. <sup>(12)</sup> Obráz proužkového fantomu (a). Určení referenční linie (b).  
Oblast použitá pro výpočet MTF (c).



Graf 2. <sup>(12)</sup> Profil získaný z linie kolmé na směr proužků.

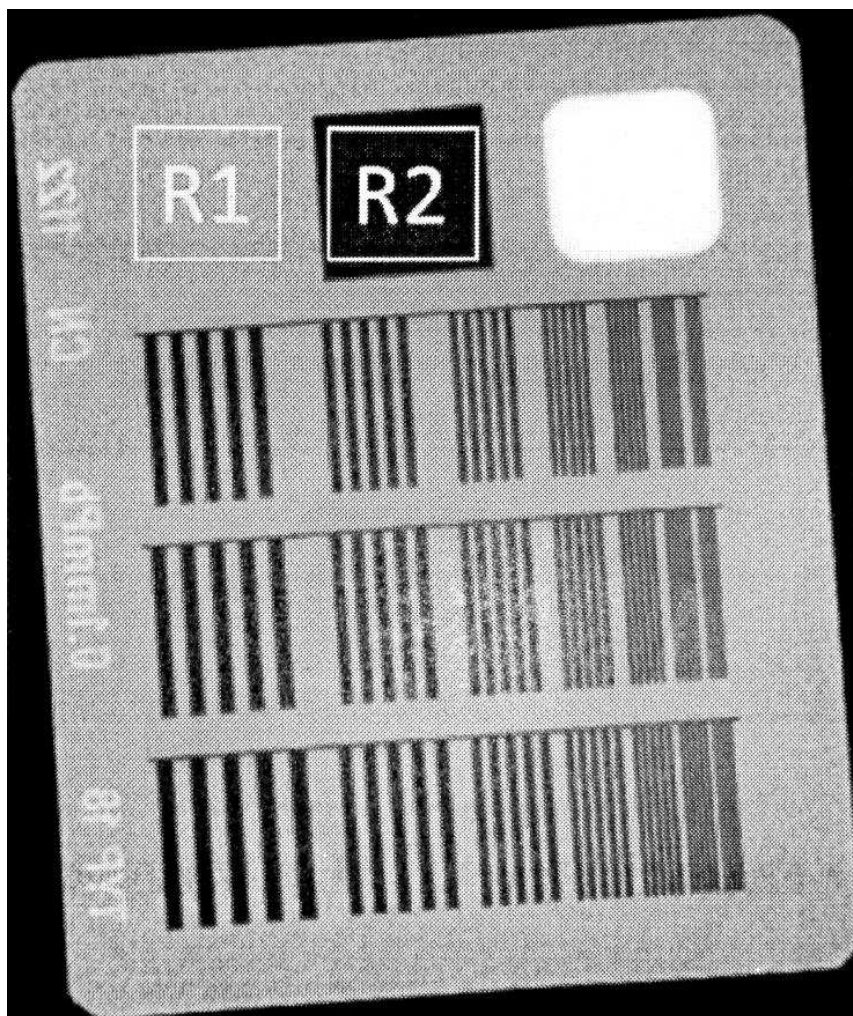




Graf 3. <sup>(12)</sup> Zprůměrované profily jednotlivých frekvencí (křížkovaná čára). Plnou čarou je znázorněn vstupní čtvercový signál. Graf vpravo dole ukazuje průběhy všech sedmi frekvencí ve stejném měřítku.



Každý z diskretních výstupních signálů  $\hat{f}_n$  (křížkovaná čára) je odpovědí systému na vstupní čtvercový signál  $g_n$  (plná čára). Index  $n = 1, 2, \dots, 7$  značí příslušnou skupinu proužků. Frekvence výstupního signálu  $\nu_n$  se dána frekvencí vstupního signálu, což odpovídá počtu lp/mm. Amplituda vstupního signálu  $A$  se vypočítá jako  $\frac{1}{2}$  rozdílu středních hodnot pixelů RoI R1 a R2 (Obr. 5).



Obr. 5. <sup>(12)</sup> Oblasti zájmu R1 a R2 pro výpočet amplitudy  $A$ .

Převzorkovaný výstupní signál  $f_n$  se dá vyjádřit jako odpověď systému na scénu tvořenou čarou (angl. line spread function – LSF)

$$f_n(x) = g_n(x) \cdot LSF(x) \quad (4)$$

a tedy v 1D prostřednictvím funkce optického přenosu (angl. optical transfer function – OTF)

$$F_n(v) = G_n(v) \cdot OTF(v), \quad (5)$$

kde  $F_n(v)$  je Fourierova transformace  $f_n(x)$  a  $G_n(v)$  je Fourierova transformace  $g_n(x)$  v prostorové frekvenci  $v$ .

Oba signály  $f_n$  a  $g_n$  jsou periodické v  $x$  s periodou  $P_n = 1/v_n$ , proto může být Fourierova transformace nahrazena Fourierovou řadou,

$$g_n(x) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} G_l e^{i2\pi l x / P_n}, \quad (6)$$

$$f_n(x) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} F_{l,n} e^{i2\pi l x / P_n}, \quad (7)$$

$$F_{l,n} = G_l OTF(l \cdot v_n). \quad (8)$$

Následně lze MTF systému pro frekvenci  $v_n$  získat z rovnice (8) po dosazení za  $l = 1$ ,

$$MTF(v_n) = |OTF(v_n)| = \left| \frac{F_{1,n}}{G_1} \right|, \quad (9)$$

kde  $G_1$  a  $F_{1,n}$  jsou dle rovnic (6) a (7) komplexní amplitudy prvních lichých harmonických čtvercového vstupního signálu  $g_n$  a převzorkovaného výstupního signálu  $f_n$ .

Pro čtvercový signál  $g_n(x)$  amplitudy  $A$  Fourierovy koeficienty splňují  $|G_l| = 2A/l\pi$  (pro liché  $l$ , pro sudé jsou 0). Tím pádem lze MTF pro frekvenci  $v_n$  vypočítat jako

$$MTF(v_n) = \frac{\pi}{2A} |F_{1,n}|. \quad (10)$$

Jelikož není známa spojitá funkce  $f_n$ , ale diskrétní  $\hat{f}_n$ , je potřeba rovnici (10) zapsat jako

$$MTF(v_n) \equiv \frac{\pi}{2A} |\hat{F}_{1,n}|. \quad (11)$$

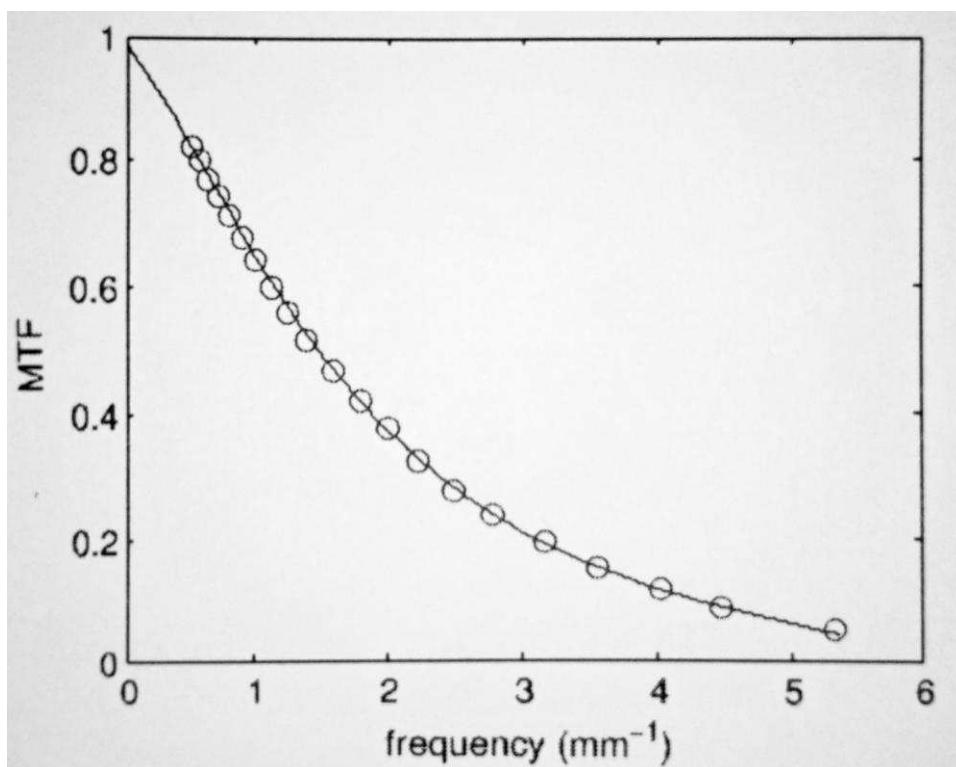
První diskrétní Fourierova transformace  $\hat{f}_n$  délky  $N$  se získá z rovnice

$$\hat{F}_{1,n} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \hat{f}_n(k) e^{-i2\pi k / N}. \quad (12)$$

Protože je  $\hat{f}_n$  vzorkovaná verze  $f_n$ , postihují jeho Fourierovy koeficienty aliasing. Hranici pro vznik aliasingu lze odvodit jako

$$|\hat{F}_{1,n} - F_{1,n}| \leq \frac{2A\pi}{3(N-1)^2}. \quad (13)$$

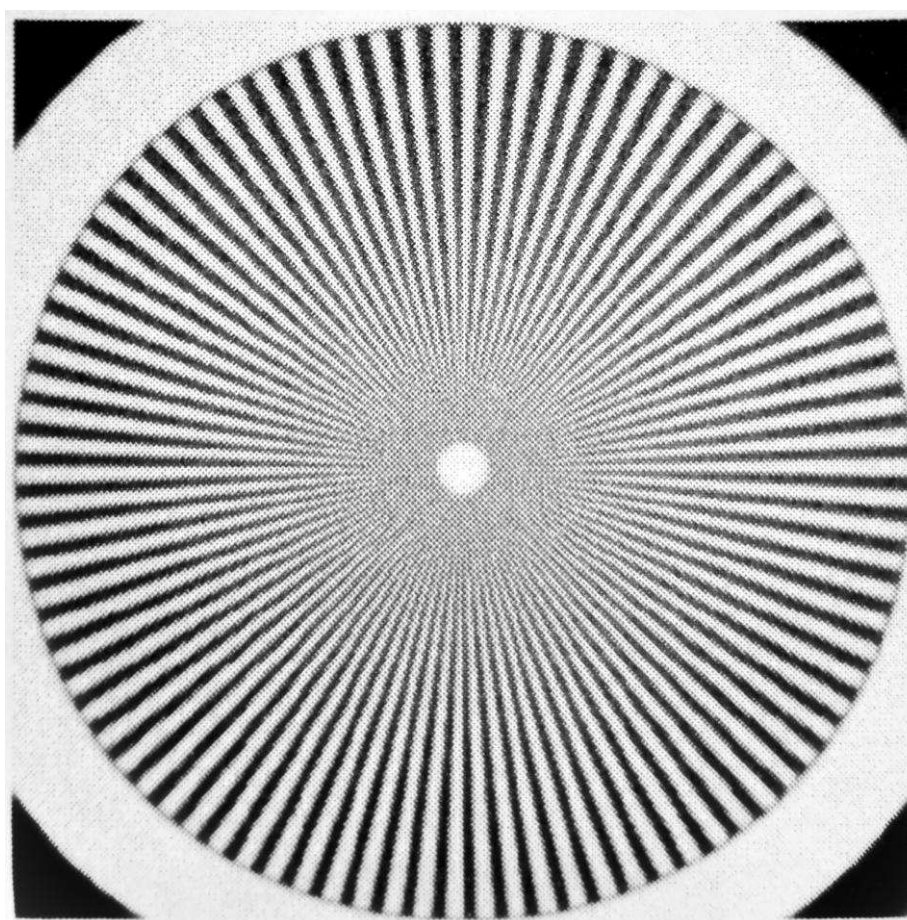
Převzorkovací metoda výpočtu MTF z proužkových fantomů, se kterou přichází Gonzáles a kol., vykazuje v podstatě totožné výsledky (Graf 4) v porovnání s metodou výpočtu MTF z hranových fantomů dle požadavků mezinárodního standardu IEC62220-1-1 a to i v oblasti vyšších frekvencí. Autorům se tak podařilo odstranit omezení Droegeovi metody výpočtu MTF.



Graf 4. <sup>(12)</sup> MTF vypočtená převzorkovací metodou z obrazu proužkového fantomu (kroužkovaně) v porovnání s metodou využívající hranového fantomu (spojitá křivka).

Gonzáles a kol. se rovněž zabývají výpočtem MTF z obrazu proužkového fantomu ve tvaru hvězdy (Obr. 6).<sup>(11)</sup> Fantom o průměru 50 mm je v celém obvodu rozdělen na kruhové výseče o úhlu 2°. Každá druhá výseč je tvořena kontrastním materiálem. Soustředná kružnice s určitým poloměrem tak vytvoří periodický signál o konkrétní frekvenci a amplituda signálu odpovídá MTF této frekvence.

Autoři obdobně, jako u předchozí metody, používají převzorkování původního obrazu. Nový rastr bodů má polární souřadnice namísto kartézských, s rozměrem bodu 1 mm v radiálním směru a  $0,2^\circ$  v úhlovém směru. Pro výpočet MTF je vygenerována sada profilů o jedné periodě (tzn.  $4^\circ$ ) mezi poloměry 3 – 20 mm s krokem 1 mm. Výhodou hvězdicového fantomu je možnost kontroly MTF v libovolném směru z jediného snímku. Ve srovnání s hranovou metodou výpočtu MTF (dle požadavků mezinárodního standardu IEC62220-1-1) vykazuje tato metoda také velmi dobrou odolnost vůči šumu. Je to díky většímu množství průběhů, které je možno použít pro výpočet MTF v případě zašuměného snímku. Ovšem SNR není konstantní v celém rozsahu frekvencí. U vyšších frekvencí, vzhledem ke zmenšujícímu se průměru fantomu, klesá počet pixelů zahrnutých do výpočtu, tudíž se zhoršuje SNR.



Obr. 6.<sup>(11)</sup> Obraz hvězdicového fantomu 07-510-2 High-precision star

X-Ray test pattern firmy Nuclear Associates.

Další možností stanovení MTF je z odpovědi systému na bodový objekt (angl. point spread function - PSF), ideálně na Diracův impuls. Ve fantomech se k vytvoření bodové scény využívá homogenního materiálu se vsazeným kontrastním materiálem (např. olovená kulička), nebo je do homogenního materiálu vyvrtána díрка. Ve fantomech pro hodnocení kvality 3D obrazu se také

používá drátek zalitý do homogenního materiálu. Drátek následně v kolmém řezu vytvoří bodovou scénu. MTF se stanoví obdobně jako v rovnici (9)<sup>(3,6,8)</sup>

$$MTF(u, v) = |OTF(u, v)|, \quad (14)$$

kde

$$OTF(u, v) = \frac{H(u, v)}{H(0, 0)} \quad (15)$$

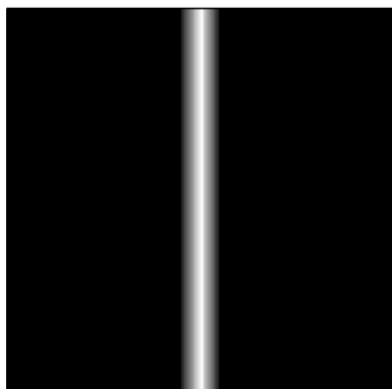
a  $u, v$  jsou prostorové souřadnice frekvence. Funkce  $H(u, v)$  je přenosová funkce systému, definovaná jako Fourierova transformace PSF.

$$H(u, v) = FT(PSF(x, y)). \quad (16)$$

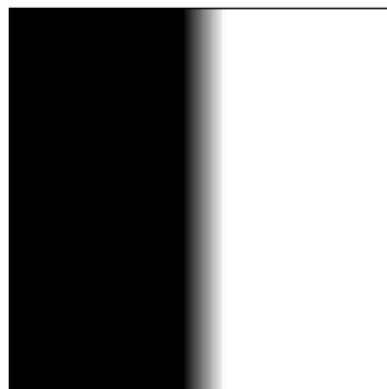
Tohoto principu výpočtu MTF využívají také liniové a hranové metody. U liniové metody se hodnotí odezva systému na liniový objekt (angl. line spread function – LSF). Obraz s linií (Obr. 7a) vznikne pomocí homogenního fantomu, do kterého je vložen např. tenký olověný proužek, nebo drátek. Z hodnot každé řady pixelů, kolmé na linii, vznikne profil (Obr. 7b), který je stejný jako u PSF. MTF se tedy vypočítá pomocí Fourierovy transformace LSF, respektive PSF.

U hranové metody se hodnotí odezva systému na hranu tvořenou kontrastním objektem (angl. edge spread function – ESF) (Obr. 7c). Derivací ESF se získá LSF (resp. PSF) a z té se následně Fourierovou transformací vypočte MTF.<sup>(15,16,18)</sup>

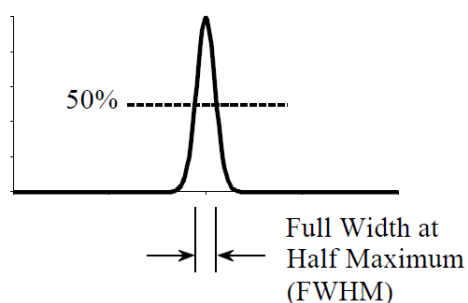
a. Line Spread Function (LSF)



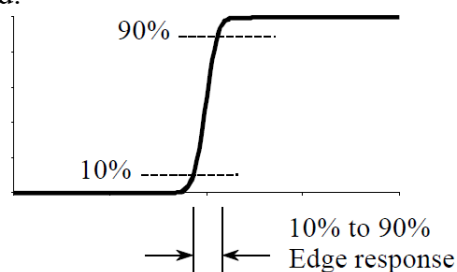
c. Edge Response (ESF)



b.

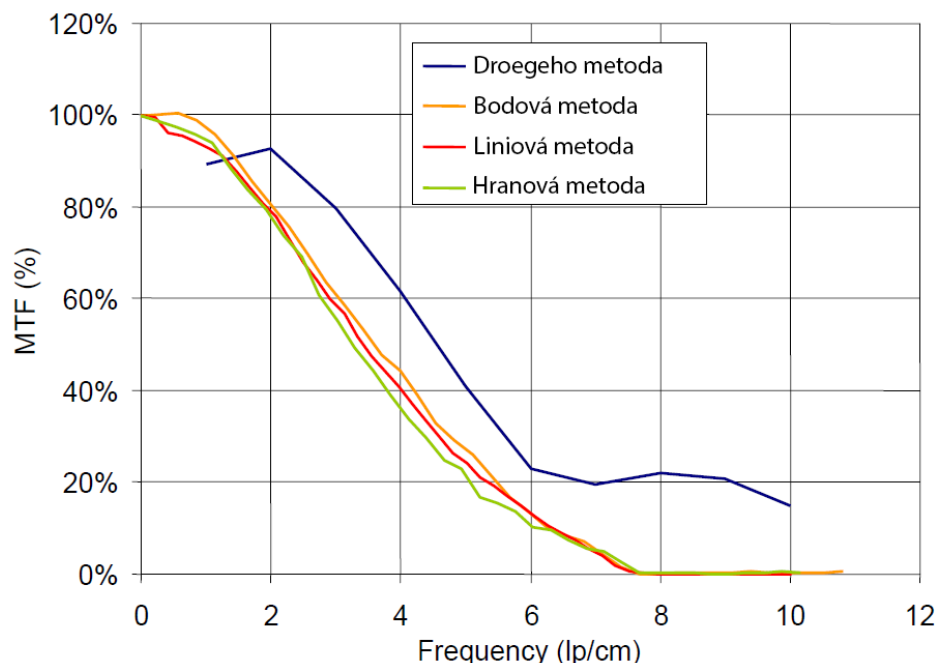


d.



Obr. 7.<sup>(18)</sup> LSF (a). Příčný profil LSF (b). ESF (c). Příčný profil ESF (d).

Bodové, liniové a hranové metody určení MTF dávají srovnatelné výsledky (Graf 5), ačkoliv každá z metod má svá specifika. PSF s sebou nese informaci o prostorovém rozlišení ve všech směrech, kdežto LSF (ESF) pouze v jednom konkrétním směru. U bodové metody, na rozdíl od hranové a liniové, není potřeba fantom přesně ustavovat (zvláště u 3D snímků) a tato metoda produkuje méně zašuměnou křivku MTF. Šum u hranové metody se dá ovšem redukovat zprůměrováním příčných profilů z celé délky hrany. Výhodou hranové metody je možnost přímého odečtu limitního rozlišení zobrazovacího systému (odpovídá cca 10% kontrastu). U systému, který má hranovou odpověď mezi 10 % - 90 % o vzdálenosti  $X$  (Obr. 7d), je limitní rozlišení přibližně 1 pár čar na vzdálenost  $X$ . Pokud bude např. hranová odpověď mezi 10 % - 90 % rovna 0,05 mm, tak 10% úroveň na křivce MTF bude odpovídat  $1/0,05 = 20 \text{ lp/mm}$ .<sup>(6,18)</sup>



Graf 5. <sup>(6)</sup> Křivky MTF vypočtené různými metodami u stejného detektoru.

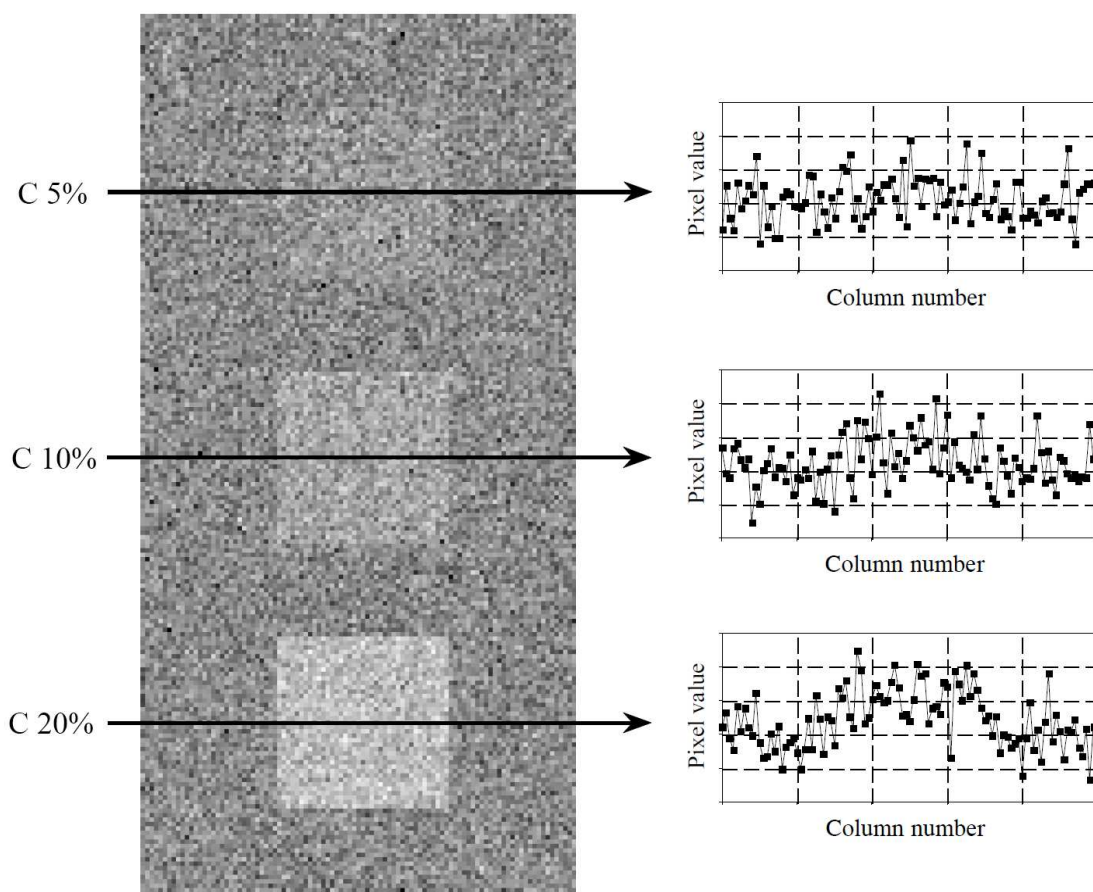
Dalším důležitým parametrem hodnocení kvality zobrazovacího systému je rozlišení při nízkém kontrastu (angl. low contrast resolution – LCR). Tento parametr udává, jaký nejmenší rozdíl v jas (kontrastu) dvou sousedních objektů je systém schopen zobrazit, tak aby jej dokázal rozlišit člověk. Lidské oko je schopno detekovat minimální kontrast přibližně v rozmezí 0,5 % - 5 % a rozlišit okolo 20 – 200 stupňů šedi. Přesné hodnoty ovlivňuje mnoho faktorů, jako např. intenzita osvětlení v místnosti, vzdálenost pozorovatele od monitoru, zkušenost pozorovatele, velikost a vzdálenost porovnávaných oblastí apod. Rozhodující vliv na LCR má šum v obraze (rovnice 2). Šum v obraze se skládá ze dvou složek. Konstantní složku šumu, nezávislou na intenzitě vstupního signálu, generuje elektronika zobrazovacího systému. Proměnná složka šumu roste s klesající intenzitou vstupního signálu. Představu o míře šumu v obraze poskytuje hodnota poměru signál-šum (angl. signal to noise ratio – SNR). Vypočítá se dle vzorce:<sup>(3,18)</sup>

$$SNR = \frac{|m|}{\sigma}, \quad (17)$$

kde  $m$  označuje střední hodnotu a  $\sigma$  označuje směrodatnou odchylku daného RoI. Představu o vzájemném kontrastu dvou objektů v zašuměném prostředí udává CNR (rovnice 1).

LCR bývá tradičně hodnoceno vizuálně. Lidský mozek je v tomto ohledu velmi silným nástrojem. Podvědomě a s vysokou rychlostí dokáže sjednocovat oblasti o podobné intenzitě signálu, vyhledávat vzory a symetrie, to vše i ve značně zašuměném obraze (viz Obr. 8). Matematické algoritmy, i přes značnou složitost v oblasti hodnocení nízkého kontrastu, však postupně nahrazují práci člověka. Důvodem je např. již zmiňovaná úspora času při zpracovávání velkého množství dat, odstranění subjektivity hodnocení apod. Dále je také možno využít matematických modelů k predikci

schopností člověka detekovat nízko-kontrastní struktury a přizpůsobovat tak expoziční parametry při snímkování v klinickém provozu.<sup>(18,19)</sup>

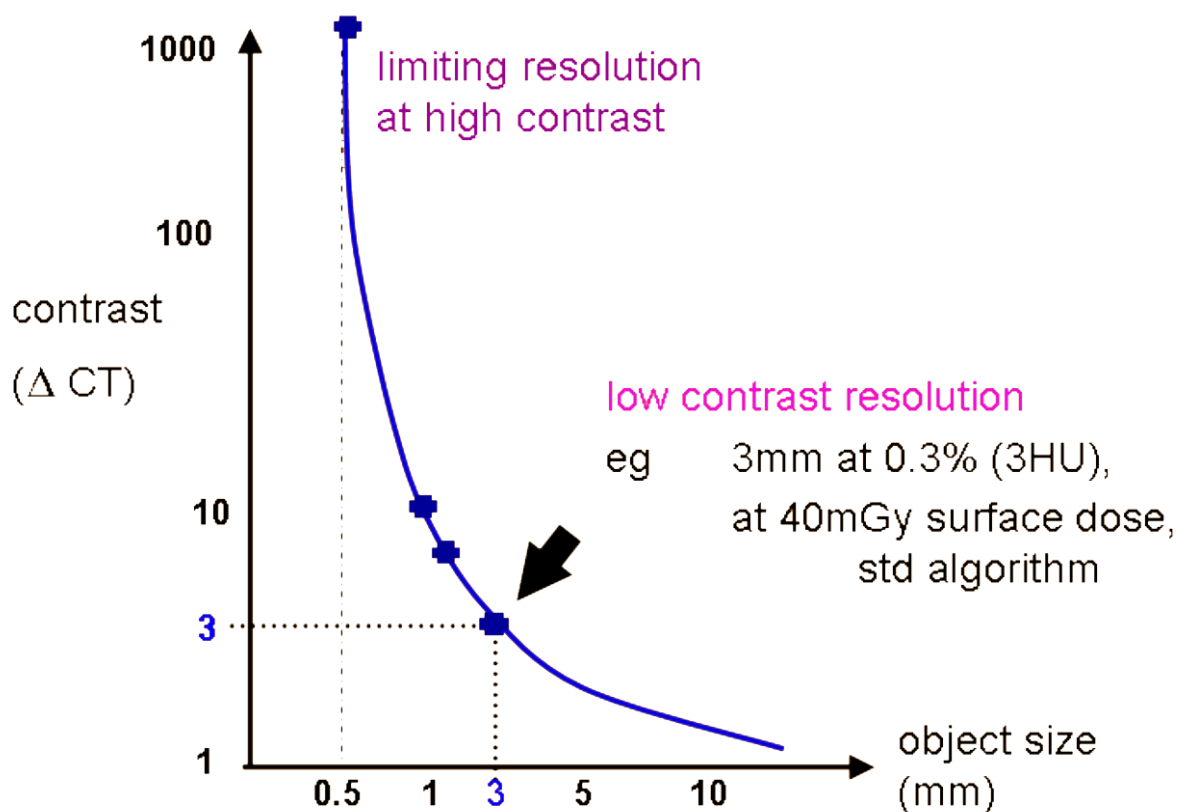


Obr. 8.<sup>(18)</sup> Demonstrace schopností mozku detekovat nízko-kontrastní struktury v zašuměném obraze. Z příčného profilu lze detekovat náznak přítomnosti struktury až u 20% kontrastu.

Pro hodnocení LCR u 2D i 3D obrazů se nejčastěji využívá fantomů, které mají do homogenního materiálu vloženy značky o nepatrně rozdílné hustotě, případně jsou do homogenního materiálu vyvrtány díry. Tloušťka těchto značek bývá odstupňována v řádech desetin milimetru. Ve výsledném obraze tak vznikají kontrastní struktury na hranici rozlišitelnosti člověkem (např. 0,5 % - 10 %) s odstupy v řádu zlomků % kontrastu. Vizuálně se posuzuje, jaká hodnota kontrastu je ještě rozlišitelná.<sup>(4)</sup> U automatického vyhodnocování jsou tyto mezní hodnoty odvozeny od schopností člověka a sleduje se vývoj těchto hodnot v čase.<sup>(9)</sup> U aplikací, pro které je LCR stěžejním parametrem (např. mamografie, CT), se používají fantomy složitější konstrukce. Tyto fantomy mají navíc několik řad kontrastních značek s odstupňovaným průměrem a zjišťuje se tzv. křivka kontrast-detail



(angl. contrast detail curve – CDC). CDC vyjadřuje závislost velikosti zobrazeného objektu na jeho kontrastu, tzn. že z křivky lze odečíst mezní kontrast pro různé velikosti objektu (Graf 6).<sup>(3,19,20,24)</sup> Ověřovat lze také LCR v celém dynamickém rozsahu obrazu. Využívá se k tomu fantom ve tvaru schodovitěho klínu. Na každém schodu je kontrastní značka (např. díra) se stejnými rozměry. Ve výsledném obrazu se vzájemně porovnávají naměřené hodnoty kontrastů.<sup>(21)</sup>



Graf 6.<sup>(24)</sup> Křivka kontrast-detail vyjadřuje závislost velikosti zobrazeného objektu na jeho kontrastu.

## 2 FANTOM NORMI RAD/FLU

### 2.1 Popis fantomu

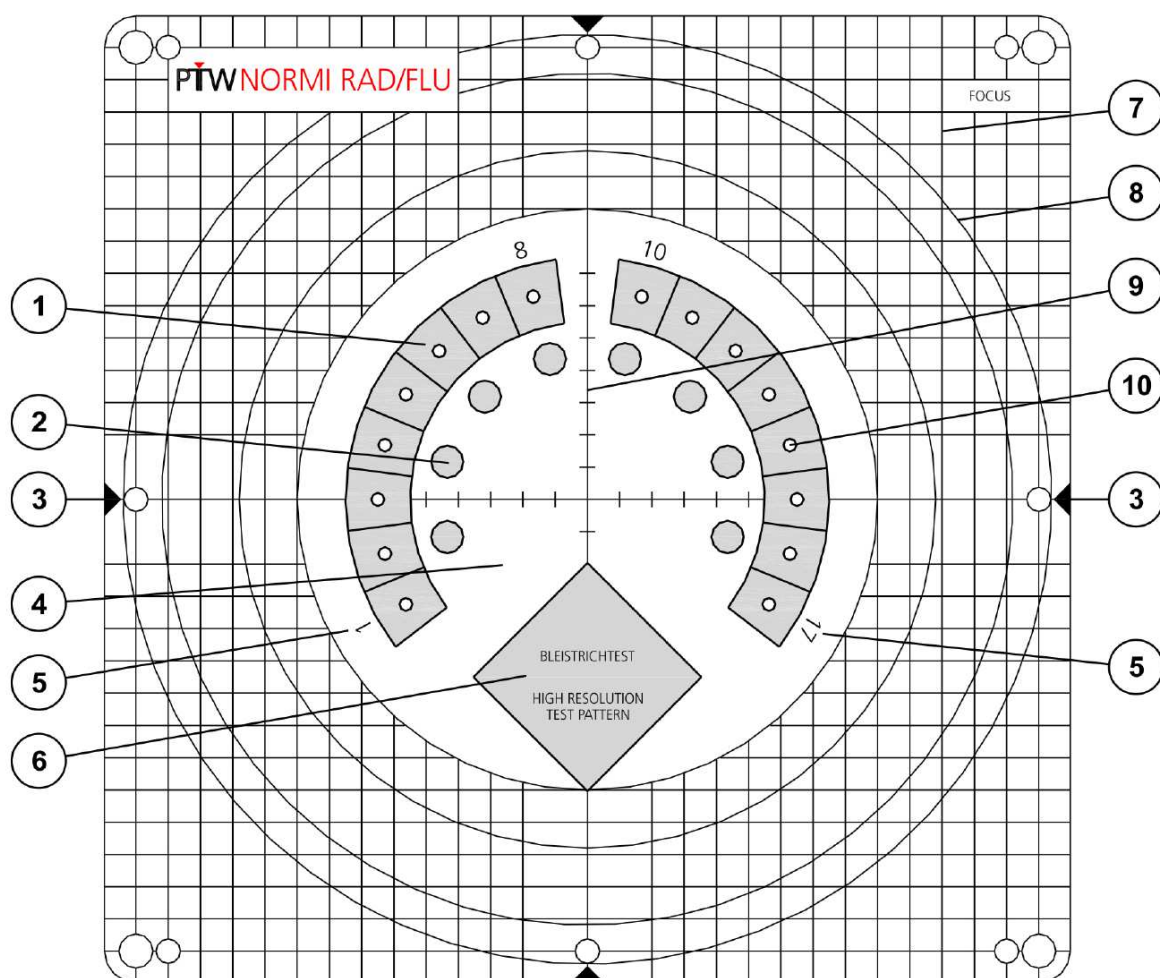
Fantom Normi RAD/FLU 300x300 mm T42032 (Obr. 9) německého výrobce PTW-Freiburg je testovací objekt pro přejímací zkoušky a zkoušky provozní stálosti lékařských rentgenových zařízení dle standardu DIN 6868. Fantom Normi RAD/FLU se využívá na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. k hodnocení kvalitativních parametrů rentgenového obrazu kilovoltážního detektoru (KVD) na lineárním urychlovači TrueBeam Radiotherapy System (výrobce Varian Medical Systems).



Obr. 9.<sup>(23)</sup> Fantom Normi RAD/FLU 300x300 mm T42032.

Fantom Normi RAD/FLU se skládá ze tří vrstev. Vrchní vrstva o tloušťce 0,5 mm je tvořena radiačně absorpční mřížkou, třemi radiačně absorpčními kruhy a prázdnou kruhovou oblastí uprostřed (viz Kap. 2.1.1). Prostřední vrstva o tloušťce 17 mm je z plexiskla (polymethylmethakrylát - PMMA) a obsahuje testovací prvky (viz. Kap. 2.1.1). Spodní vrstva je tvořena měděným plechem o tloušťce 1,5 mm a má v sobě otvor v místě dynamického schodu č. 1 (viz. Kap. 2.1.1).<sup>(23)</sup>

### 2.1.1 Testovací prvky fantomu Normi RAD/FLU



Obr. 10.<sup>(23)</sup> Rozvržení testovacích prvků fantomu Normi RAD/FLU.

#### 1. Dynamické schody,

- slouží k určení dynamického rozsahu obrazu,
- vnější průměr je 150 mm a vnitřní 110 mm,
- 17 měděných schodů tloušťky 0 mm – 3,48 mm (Tabulka 1).

Tabulka 1. <sup>(23)</sup> Tloušťka měděných schodů a dynamické hodnoty schodů vztažené k referenčnímu schodu č. 9.

Schod č.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Tloušťka mědi [mm]	0.00	0.18	0.36	0.54	0.74	0.95	1.16	1.38	1.50	1.73	1.96	2.21	2.45	2.70	2.96	3.22	3.48
Tloušťka PMMA [mm]	4.0								17	12							
Dynamika [-]	16.0	11.3	8.0	5.66	4.0	2.83	2.0	1.41	1.0	1/1.41	1/2.0	1/2.83	1/4.0	1/5.66	1/8.0	1/11.3	1/16

## 2. 8 kontrastních značek LCR,

- slouží pro hodnocení rozlišení při nízkém kontrastu,
- vyvrtané díry v PMMA o průměru 10 mm a hloubce 0,4 mm – 4 mm (Tabulka 2).

Tabulka 2. <sup>(23)</sup> Hloubky značek pro určení LCR a hodnoty % kontrastu vztažené k referenčnímu schodu č. 9.

Značka č.	1	2	3	4	5	6	7	8
Hloubka [mm]	0.4	0.6	0.8	1.2	1.7	2.4	3.4	4.0
Kontrast [%]	0.9	1.3	1.8	2.8	4.0	5.6	8.0	9.4

## 3. Záměrný kříž pro nastavení fantomu do snímkovacího izocentra.

## 4. Vnitřní kruhová oblast s testovacími prvky o průměru 180 mm.

## 5. Číslice označující dynamické schody.

## 6. Prvek HCR,

- slouží pro hodnocení rozlišení při vysokém kontrastu,
- olověné proužky o tloušťce 0,1 mm tvořící páry čar pro rozlišení 0.6 lp/mm, 0.7 lp/mm, 0.8 lp/mm, 0.9 lp/mm, 1.0 lp/mm, 1.2 lp/mm, 1.4 lp/mm, 1.6 lp/mm, 1.8 lp/mm, 2.0 lp/mm, 2.2 lp/mm, 2.5 lp/mm, 2.8 lp/mm, 3.1 lp/mm, 3.4 lp/mm, 3.7 lp/mm, 4.0 lp/mm, 4.3 lp/mm, 4.6 lp/mm a 5.0 lp/mm,
- tloušťka měděného plechu v oblasti prvku HCR redukována na 1,1 mm.

**7. Radiačně absorpční mřížka,**

- 10 mm x 10 mm

**8. Radiačně absorpční kruhy,**

- průměry 216 mm, 264 mm, 288 mm.

**9. Středící čáry s centimetrovými značkami.**

**10. 16 kontrastních značek LCR,**

- slouží pro hodnocení LCR v celém dynamickém rozsahu obrazu,
- díry v PMMA o průměru 4 mm a hloubce 2,5 mm v oblasti dynamických schodů 1 – 8 a 10 – 17.

## **2.2 Stanovení rozsahu požadovaných testů**

Při stanovení rozsahu požadovaných testů kvality zobrazovacích systémů se vychází z doporučení SÚJB pro danou kategorii přístrojů, a dále z přejímací zkoušky a z výchozí zkoušky dlouhodobé stability (ZDS) konkrétního přístroje. Pro lineární urychlovače jsou to doporučení SÚJB: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT<sup>(25)</sup> a Lineární urychlovače používané v radioterapii<sup>(26)</sup>. Dále jsou to přejímací zkoušky<sup>(27,28)</sup> a výchozí ZDS<sup>(29,30)</sup> lineárních urychlovačů Varian Truebeam (výrobní čísla 2287 a 2417). V těchto dokumentech je pro každý parametr definován cíl kontroly, popis kontrolovaného parametru, použité pomůcky, způsob kontroly, postup kontroly, tolerance, frekvence kontrol, dokumentace výsledku a příklad metodiky.

Z parametrů, které je možno testovat pomocí fantomu Normi RAD/FLU, jsou v doporučení SÚJB pro Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT<sup>(25)</sup> uvedeny LCR a HCR. Tyto parametry jsou uvedeny také v doporučení SÚJB pro Lineární urychlovače používané v radioterapii<sup>(26)</sup>. V tomto doporučení je navíc uveden test pro SNR, který je převzat z ČSN EN 60976<sup>(31)</sup>. V přejímacích zkouškách<sup>(27,28)</sup> a výchozích ZDS<sup>(29,30)</sup> je kromě LCR a HCR uveden test zobrazení stupnice šedi (dynamický rozsah).

Tabulka 3. Stanovení rozsahu požadovaných testů.

Požadované testy	Vychází z literatury
HCR	25, 26, 27, 28, 29, 30
LCR	25, 26, 27, 28, 29, 30
Zobrazení stupnice šedi – dynamický rozsah	27, 28, 29, 30
SNR	26, 31

## 2.3 Návrh metody výpočtu stanovených testů a jejich limitních hodnot

### 2.3.1 HCR

HCR bude vyjádřeno pomocí MTF. MTF bude vypočteno Droegeho metodou uvedenou v Kapitole 1, vzorec (3). K výpočtu poslouží testovací prvek 6 (Kapitola 2.1.1) fantomu Normi RAD/FLU. Dle doporučení SÚJB<sup>(26)</sup> musí být HCR, pro zobrazovací systémy lineárních urychlovačů, minimálně 1,3 lp/mm. Při přejímacích zkouškách<sup>(27,28)</sup> byl pro stanovení mezní hodnoty HCR použit fantom TOR 18. Vizualní metodou bylo zjištěno mezní rozlišení 1,6 lp/mm (LU 2287), resp. 1,8 lp/mm (LU 2417). Ze snímků fantomu Normi RAD/FLU bylo však vizualní metodou zjištěno mezní rozlišení 2 lp/mm. Pro toto rozlišení vychází, dle Droegeho metody, průměrná hodnota  $MTF = 0,1$ . Pro potřeby SW bude tedy tato hodnota MTF brána jako limitní a bude se sledovat, aby pod tuto hodnotu neklesla hodnota MTF pro mezní rozlišení 1,6 lp/mm zjištěném při přejímací zkoušce. Výpočet celé křivky MTF bude dostačující pro lp v rozsahu 0,6 – 2,5 lp/mm.

### 2.3.2 LCR

Ke stanovení LCR budou použity kontrastní značky testovacího prvku 2 (Kapitola 2.1.1). Vypočítá se hodnota kontrastu každé kontrastní značky vůči pozadí. Vizualně je poslední rozlišitelná značka č. 4. Lidské oko je schopno rozlišit dva plošné objekty se vzájemným kontrastem cca 2 %. Pro potřeby SW bude limitní hodnota kontrastu 2 % a bude se sledovat, aby kontrast značky č. 4 vůči pozadí neklesl pod tuto hodnotu. Výpočet kontrastu ostatních značek bude proveden v rozsahu značek č. 3 až č. 8. Kontrast se vypočítá dle vzorce:

$$kontrast[\%] = \left( \frac{m_m}{m_b} - 1 \right) \cdot 100, \quad (18)$$

Kde  $m_m$  je střední hodnota signálu kontrastní značky a  $m_b$  je střední hodnota signálu pozadí.

### 2.3.3 Zobrazení stupnice šedi – dynamický rozsah

Pro výpočet dynamického rozsahu budou použity dynamické schody testovacího prvku 1 (Kapitola 2.1.1). V přejímacích zkouškách<sup>(27,28)</sup> je definováno, že při správné funkci zobrazovacího systému musí být přechody mezi schody vizualně rozlišitelné v celém rozsahu. U fantomu Normi RAD/FLU je nejmenší kontrast mezi krajními schody č. 16 a č. 17. V SW se bude primárně sledovat tento přechod a hodnota kontrastu by zde neměla klesnout pod limitní hodnotu 2 %. Výpočet bude proveden také pro ostatní přechody, tzn. mezi schody č. 1 – 8 a č. 10 – 17, celkem tedy 14 přechodů. K výpočtu bude použit vzorec (18), pouze s tím rozdílem, že za  $m_m$  se dosadí střední hodnota signálu

schodu s vyšší hodnotou signálu a za  $m_b$  se dosadí střední hodnota signálu sousedního schodu s nižší hodnotou signálu.

#### 2.3.4 SNR

SNR bude vypočten dle vzorce (17) (Kapitola 1) z plochy schodu č. 1 testovacího prvku 1 (Kapitola 2.1.1). Tento schod je tvořen pouze 4 mm PMMA a dírou v měděném plechu na spodní straně fantomu. Tato oblast má podstatě vlastnosti otevřeného pole, tzn. že má nejvyšší hodnotu signálu z obrazu fantomu Normi RAD/FLU. Hodnota SNR je závislá na expozičních podmínkách. V manuálu fantomu Normi RAD/FLU<sup>(23)</sup> je doporučeno nastavit expoziční automatiku. V případě, že přístroj neumožňuje nastavení expoziční automatiky, je doporučené napětí rentgenky  $75 \text{ kV} \pm 7 \text{ kV}$ . Testovací snímky budou na lineárním urychlovači TrueBeam Radiotherapy System pořizovány v tzv. servisním módu, kde není možno nastavit expoziční automatiku. Expoziční parametry byly pevně stanoveny: napětí na rentgence 75 kV, proud 30 mA a expoziční čas 20 ms. Při tomto napětí na rentgence se pohybují průměrné hodnoty SNR okolo 80. Dle doporučení SÚJB<sup>(26)</sup> a normy ČSN EN 60976<sup>(31)</sup>, nesmí být hodnota SNR pro dávku odpovídající přibližně 1 cGy menší než 50. Hodnota SNR = 50 bude stanovena jako limitní.

### 3 NÁVRH A REALIZACE SOFTWARE

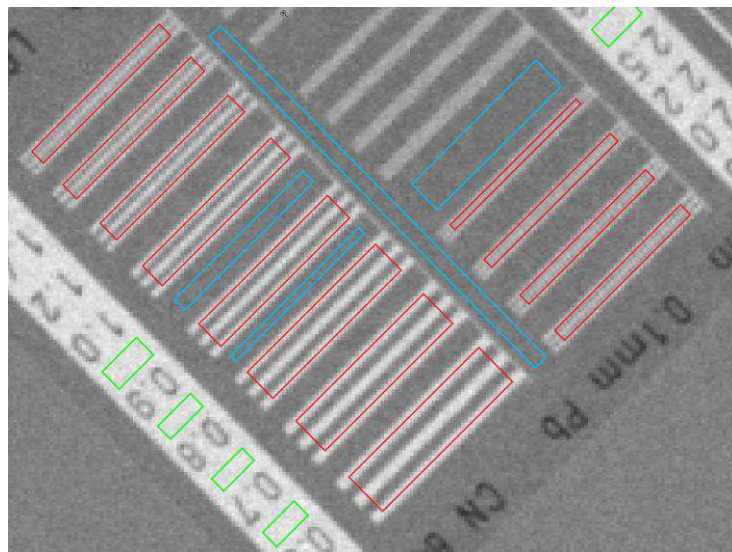
Software je realizován v interaktivním programovém prostředí MATLAB R2016a. Tvorba SW je rozdělena do dvou hlavních částí. Nejprve bylo potřeba vytvořit z referenčního obrazu binární masky pro jednotlivé testovací prvky. Vynásobením testovacího obrazu binárními maskami se získají potřebné výřezy, které jsou následně použity pro výpočty stanovených testů. V druhé části byl algoritmus výpočtu stanovených testů implementován do GUI. Důležitou součástí programu je také matching hodnoceného snímku s referenčním.

#### 3.1 Tvorba binárních masek

K tvorbě binárních masek byla použita funkce *generateMask*<sup>(33)</sup> z MathWorks, jejímž autorem je Arturo Moncada-Torres. Funkce umožňuje ruční tvorbu libovolně tvarovaných kontur. Tyto kontury následně vymezují okraje binárních masek s hodnotou pixelů 1 uvnitř kontur a hodnotou 0 vně kontur. Vynásobením testovacího obrazu binární maskou vznikne obraz s hodnotami pixelů 0 vně kontury a s hodnotami pixelů z původního obrazu uvnitř kontury. Do následných výpočtů nejsou zahrnuty pixely s hodnotou 0.

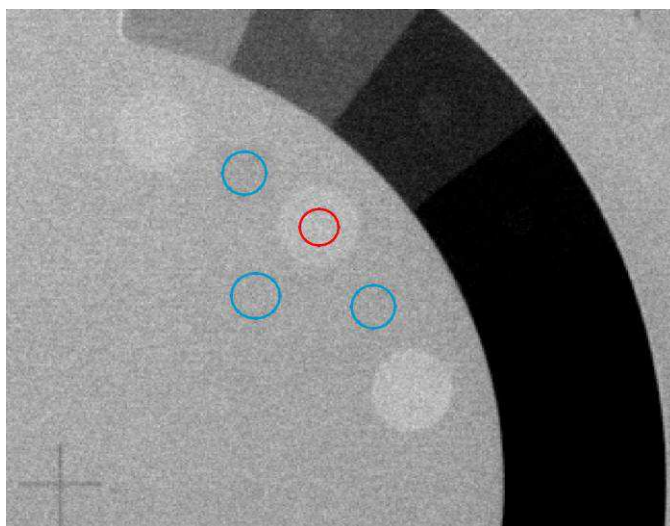
Pro výpočet MTF dle Droegeho metody (Kapitola 1, vzorec 3) byly vytvořeny binární masky z testovacího prvku 6 (Kapitola 2.1.1) pro jednotlivé bloky s proužky, dále maska pro zjištění hodnoty signálu proužků samotných a maska pro zjištění hodnoty signálu pozadí.



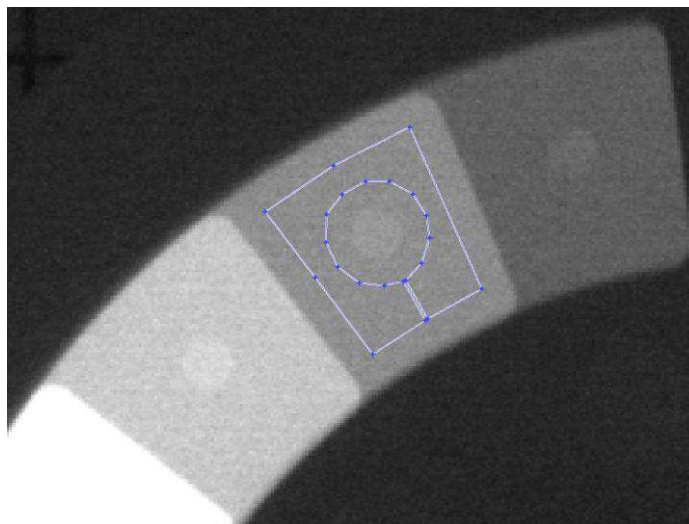


Obr. 11. Kontury binárních masek pro výpočet MTF – bloky s proužky (červeně), samotné proužky (zeleně), pozadí (modře).

K výpočtu LCR byly vytvořeny binární masky pro kontrastní značky č. 3 – č. 8 testovacího prvku 2 (Kapitola 2.1.1) a binární masky pro zjištění hodnoty pozadí v okolí každé kontrastní značky. Test zobrazení stupnice šedi využívá dynamické schody testovacího prvku 1 (Kapitola 2.1.1). Pro schody 1 - 17 byly vytvořeny binární masky s vyčleněním centrální části každého schodu, kde jsou malé kontrastní značky testovacího prvku 10 (Kapitola 2.1.1). Oblast schodu č. 1 je navíc využita pro výpočet SNR.



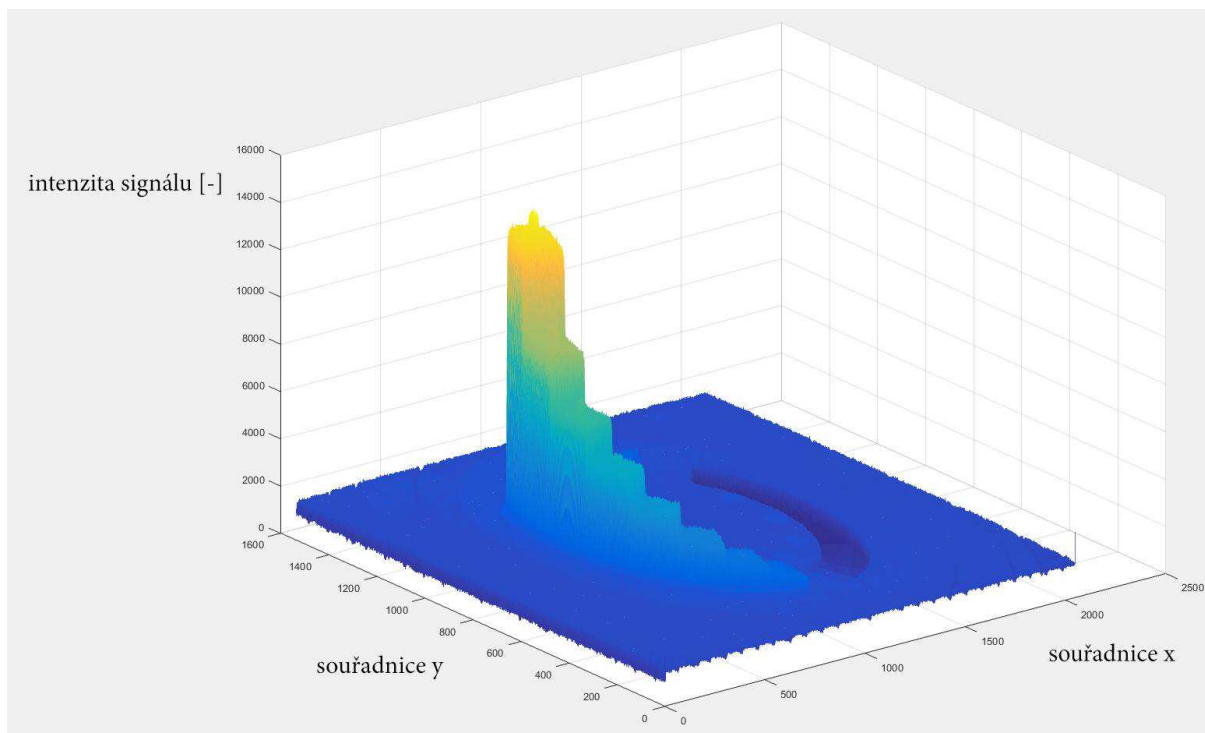
Obr. 12. Kontury binárních masek pro kontrastní značku č. 6 (červeně) a její pozadí (modře). Stejným způsobem byly vytvořeny binární masky pro ostatní značky.



Obr. 13. Kontura binární masky schodu č. 7. Stejným způsobem byly vytvořeny binární masky pro ostatní dynamické schody.

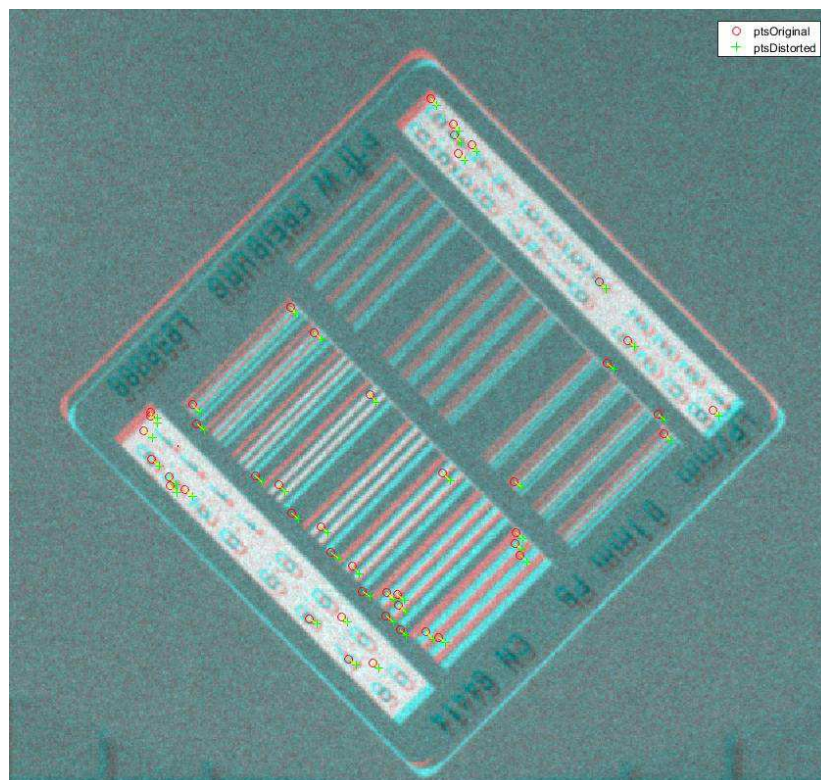
### 3.2 Matching obrazu

Původně nebylo s matchingem počítáno. Fantom Normi RAD/FLU je při snímkování umístěn pomocí světelného kříže a optického dálkoměru v izocentru lineárního urychlovače. Tento systém má toleranci přesnosti 2 mm. V praxi se však běžně udržuje přesnost do 1 mm. Při tvorbě binárních masek bylo možno u prvků LCR, zobrazení stupnice šedi a SNR vytvořit dostatečný bezpečnostní lem ~ 3 mm. U testovacího prvku HCR (MTF) nebylo možno tento bezpečnostní lem realizovat, jelikož šířka nejmenší binární masky pro 2,5 lp/mm je 0,7 mm. Podstatné bylo také zjištění, že testovací prvek MTF je samostatný blok PMMA volně vložený do vyfrézované čtvercové díry v bloku fantomu (viz Obr. 17). Rozměr stran této díry je o cca 0,5 mm větší, než jsou strany bloku prvku MTF. Docházelo tak k sečtení nepřesnosti aktuální pozice bloku MTF s nepřesností ustavení fantomu. Výpočet MTF vykazoval značné odchylky a bylo tedy nutné realizovat matching. Matlab toolbox obsahuje funkci manuálního i automatického matchingu obrazu. Při testování automatického matchingu na celém obraze fantomu Normi RAD/FLU našla funkce pouze 4 body v obraze vhodné pro matching a to v oblasti dynamického schodu č. 1, což nebylo pro následné zarovnání snímků dostačující. Důvodem nalezení malého počtu shodných bodů je intenzita signálu, na prvním dynamickém schodu, značně převyšující hodnoty signálu ve zbytku obrazu (viz Obr. 14).

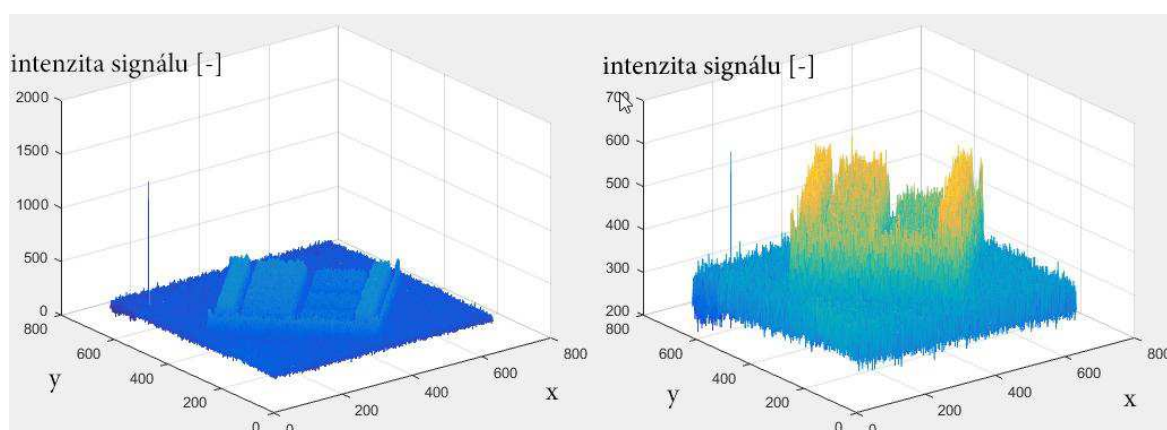


Obr. 14. Rozložení intenzity signálu v obraze fantomu Normi RAD/FLU. Souřadnice x, y udávají pozici jednotlivých pixelů.

Z tohoto důvodu byl automatický matching realizován pouze pro výřez oblasti testovacího prvku MTF. V tomto případě již funkce našla cca 200 - 300 vhodných bodů, ze kterých bylo cca 100 využito pro následné zarovnání snímků (viz Obr. 15). Díky tomu dosahuje automatický matching perfektních výsledků. Automatický matching selhával pouze v případě přítomnosti vadného pixelu na detektoru během snímkování. Hodnota signálu vadného pixelu několikanásobně překračuje střední hodnotu signálu ve zbytku obrazu, takže funkce nenalezla žádný vhodný bod pro matching. Tento problém byl ošetřen snížením maximální hodnoty v obraze na 1,8 násobek střední hodnoty v obraze (viz Obr. 16). S touto úpravou již funkce automatického matchingu vykazovala bezproblémový chod. Pro neočekávané případy byla však v programu ponechána možnost manuálního matchingu. Funkce manuálního matchingu je založena na posunu bodů v hodnoceném obraze dle poloh bodů v obraze referenčním. V původní funkci manuálního matchingu z toolboxu byla změněna barevná mapa pro snazší orientaci a počet bodů byl nastaven na 2, což postačuje pro následné zarovnání snímků (viz Obr. 17).

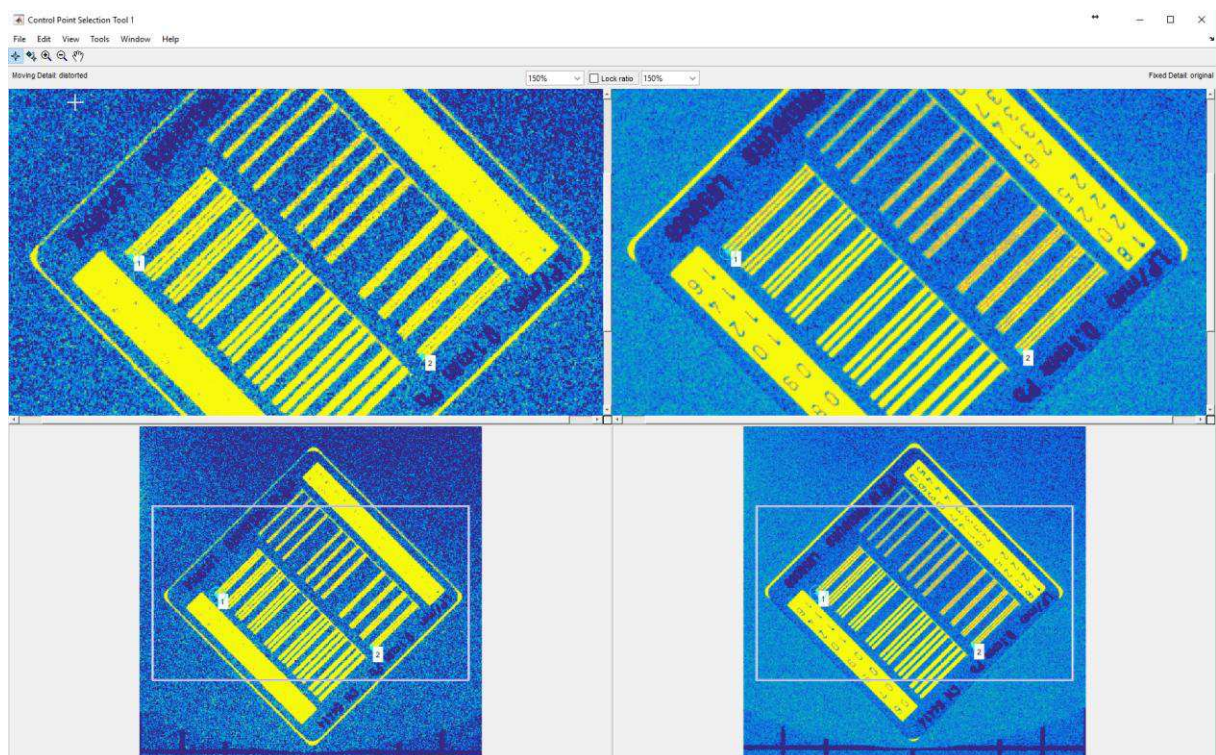


Obr. 15. Body nalezené funkcí automatického matchingu použité pro zarovnání snímků.



Obr. 16. Vysoká hodnota vadného pixelu v obraze (vlevo) a jeho redukce (vpravo).

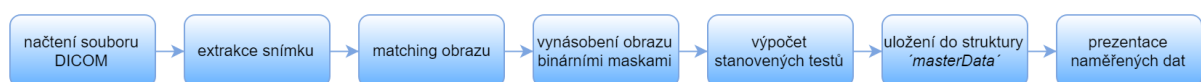




Obr. 17. Okno manuálního matchingu s referenčním snímkem (vpravo), hodnoceným snímkem (vlevo) a body 1,2 pro zarovnání snímku. Ze snímků je také patrná vůle v uložení bloku MTF.

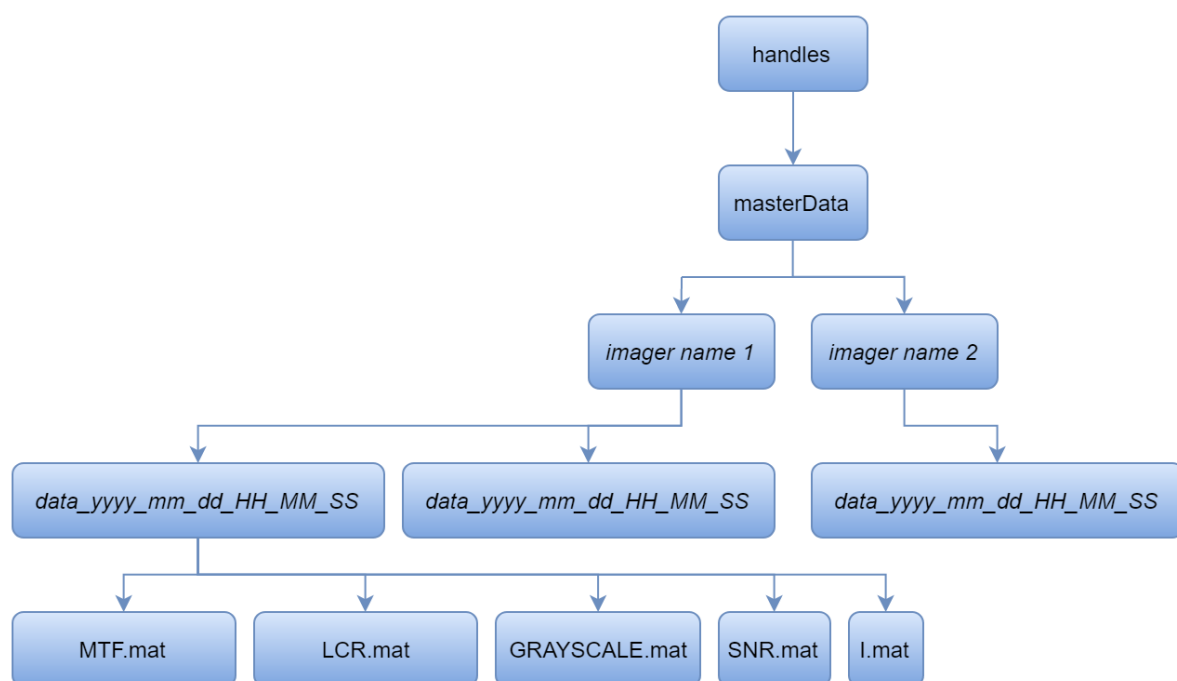
### 3.3 GUI

#### 3.3.1 Struktura programu a organizace naměřených dat



Obr. 18. Struktura programu.

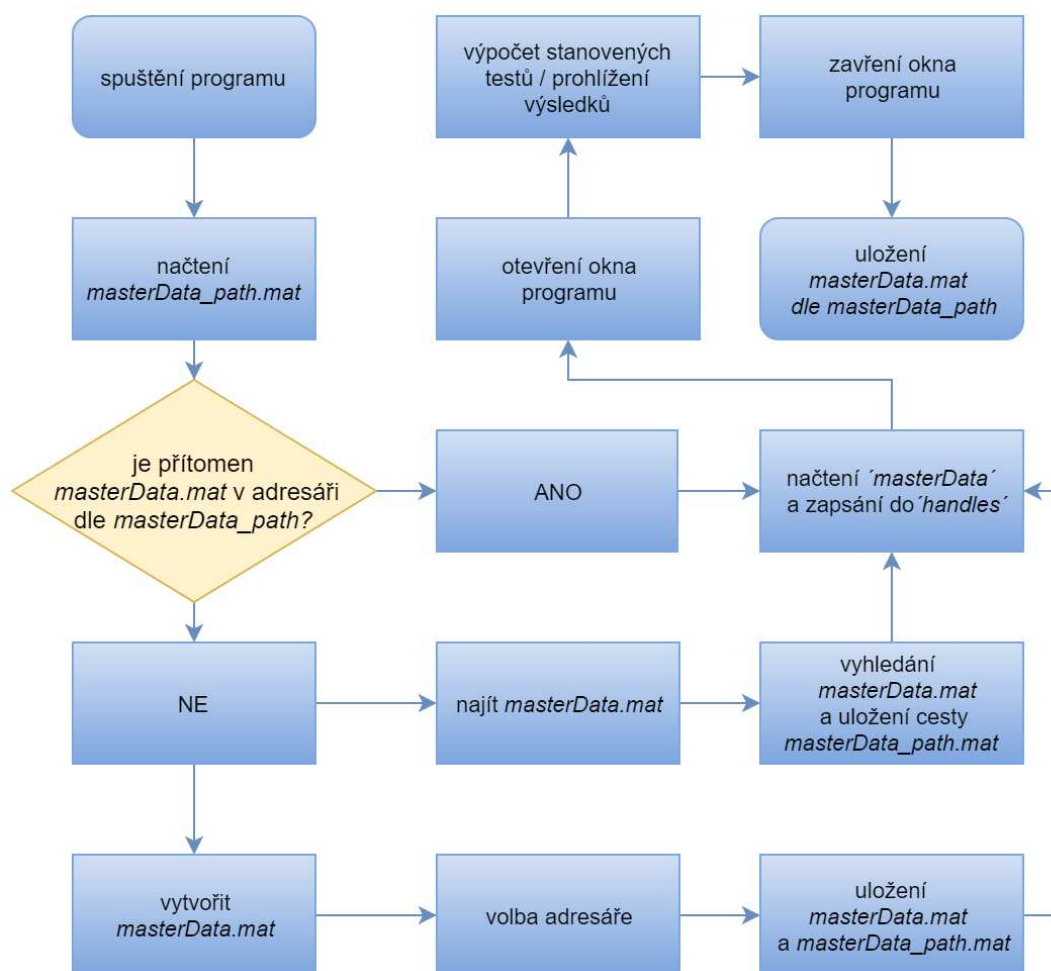
Hodnocená data jsou ve formátu DICOM. Pomocí funkce *dicominfo* a *dicomread* je z DICOM souboru extrahován snímek v podobě matice obrazových bodů. Po provedení matchingu je snímek postupně násoben binárními maskami a vzniknout tak obrazy, které jsou použity pro výpočty uvedené v kapitole 2.3. Výsledkem výpočtů stanovených testů jsou hodnoty kontrastů (LCR, zobrazení stupnice šedi), MTF a SNR. Tyto hodnoty jsou uloženy v maticích společně ve struktuře, jejíž název je vytvořen podle data pořízení snímku a to ve formátu *'data\_yyyy\_mm\_dd\_HH\_MM\_SS'*. V této struktuře je uložen také hodnocený snímek v matici *'I'*. Struktury *'data\_yyyy\_mm\_dd\_HH\_MM\_SS'* jsou uloženy ve struktuře nesoucí název zařízení, na kterém byl snímek pořízen. Název je zadán uživatelem jako *'imager name'*. Struktury s názvy zařízení jsou uloženy ve struktuře *'masterData'*, která je součástí struktury *'handles'*. Struktura *'handles'* je třetím argumentem funkce *callback*, tzn. že při kliknutí na jakékoliv tlačítko v GUI je možno zapisovat a číst ze struktury *'handles'*.



Obr. 19. Organizace naměřených dat.

Při prvním spuštění programu po instalaci uživatel volí mezi vytvořením struktury *'masterData'* s volbou adresáře umístění, nebo vyhledáním této struktury např. na síťovém úložišti. Díky tomu je umožněno sdílet strukturu mezi více počítači. Struktura je uložena jako soubor *masterData.mat*. V okamžiku vytvoření nebo nalezení *masterData.mat* je cesta k tomuto souboru zapsána do souboru *masterData\_path.mat*, který je umístěn v instalačním adresáři a při každém dalším spuštění programu dochází k ověření přítomnosti *masterData.mat* v daném adresáři. Po načtení *masterData.mat* je tato struktura zapsána do struktury *'handles'* a je otevřeno okno programu. Během

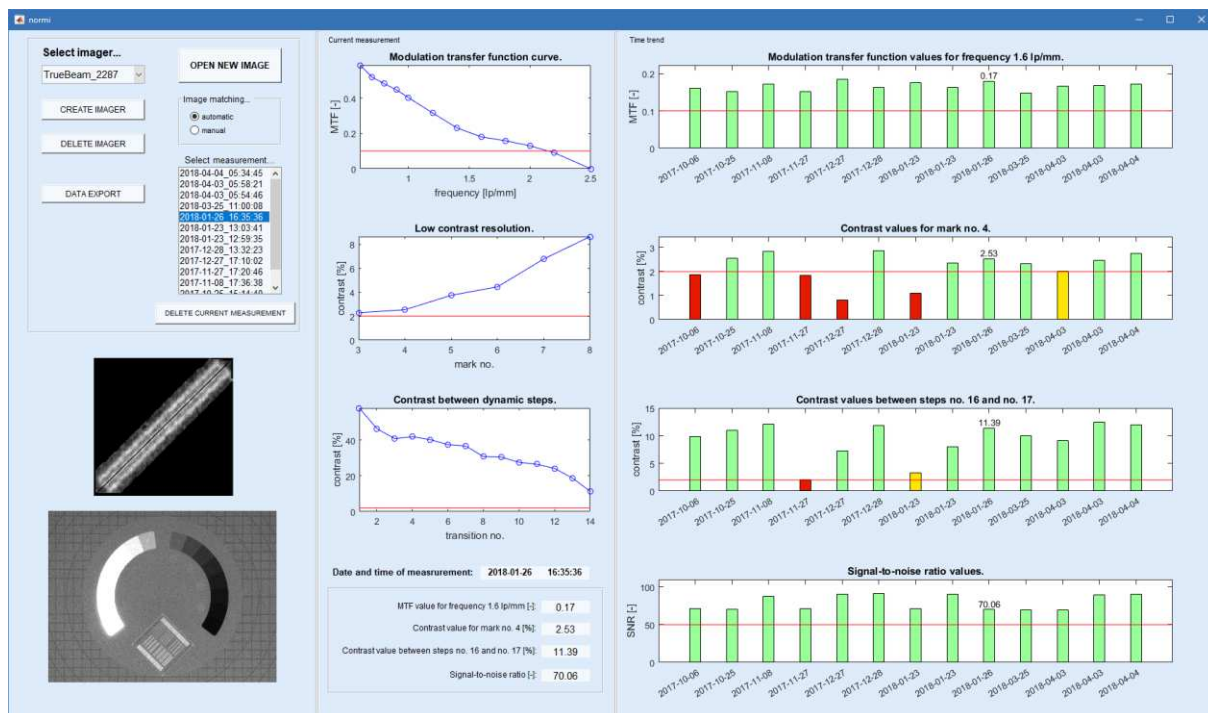
používání programu zůstává struktura *'masterData'* součástí struktury *'handles'*, která je umístěna v operační paměti počítače. Při uzavření programu dojde k uložení struktury *'masterData'* na místo původního souboru *masterData.mat* (dojde k jeho přepsání) v adresáři dle *masterData\_path.mat*.



Obr. 20. Načtení/vytvoření/uložení struktury *'masterData'* při spuštění/zavření programu.

### 3.3.2 Prezentace naměřených dat

V GUI je prezentace naměřených dat rozdělena na dvě části. V první části jsou zobrazeny kompletní výsledky z testů aktuálně hodnoceného/vybraného snímku (Current measurement). Druhá část zobrazuje vývoj hodnot vybraných parametrů v čase (Time trend). V okně GUI je také zobrazen aktuálně hodnocený snímek a zvětšený výřez na pár čar 1,6 lp/mm testovacího prvku MTF. Tento výřez slouží k vizuálnímu ověření správnosti provedení matchingu.

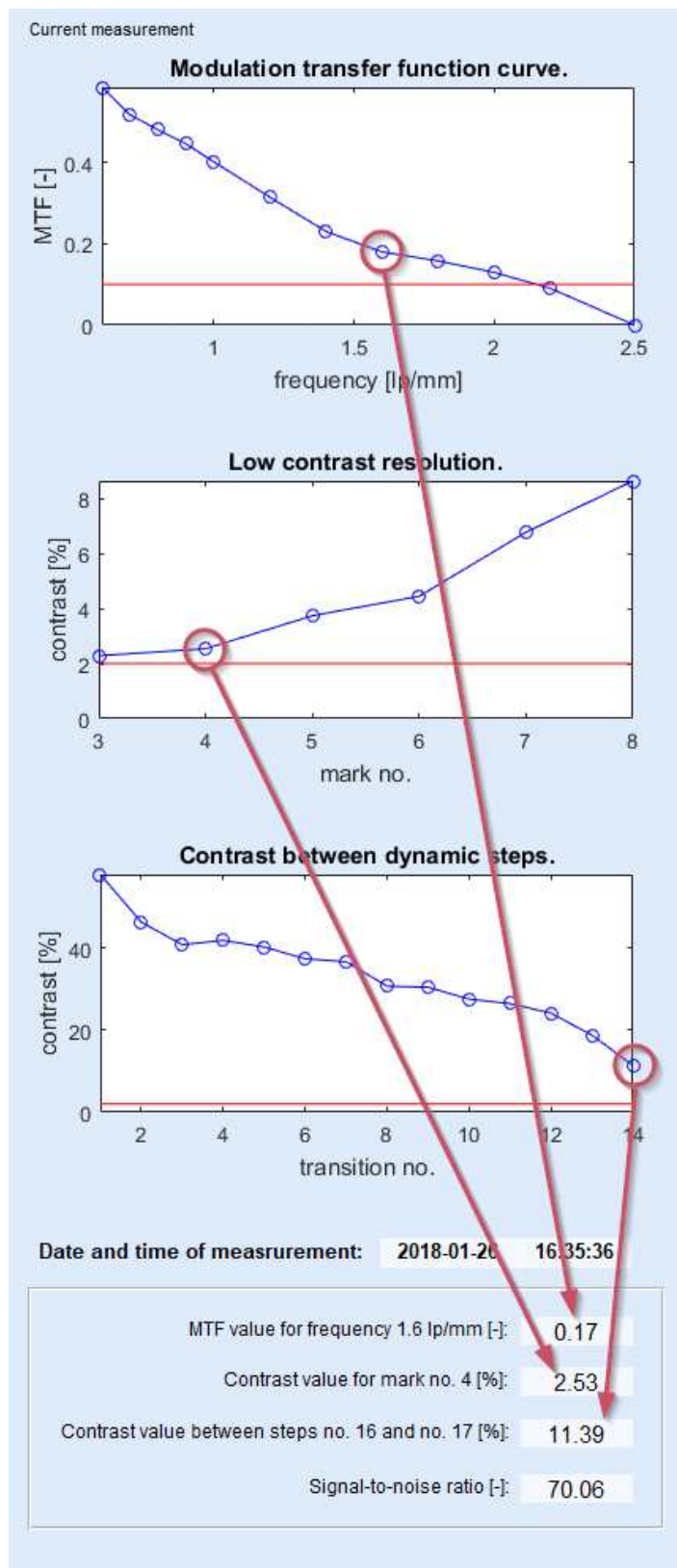


Obr. 21. Design graficko-uživatelského rozhraní.

## Current measurement

Dle kapitoly 2.3 je výsledkem výpočtu HCR křivka MTF. U testů LCR a zobrazení stupnice šedi jsou výsledkem hodnoty kontrastu značek č. 3 až č. 8 a hodnoty kontrastu mezi jednotlivými schody. Výsledky těchto tří testů jsou prezentovány v podobě grafů. V grafech jsou vykresleny horizontální červené linie, které značí limitní hodnoty stanovené v kapitole 2.3. U testu SNR je výsledkem jedna hodnota, která je zobrazena v příslušném poli. Obdobně jako u SNR jsou zobrazeny hodnoty vybraných parametrů pro aktuálně hodnocený snímek. Zobrazen je také datum a čas pořízení snímku.

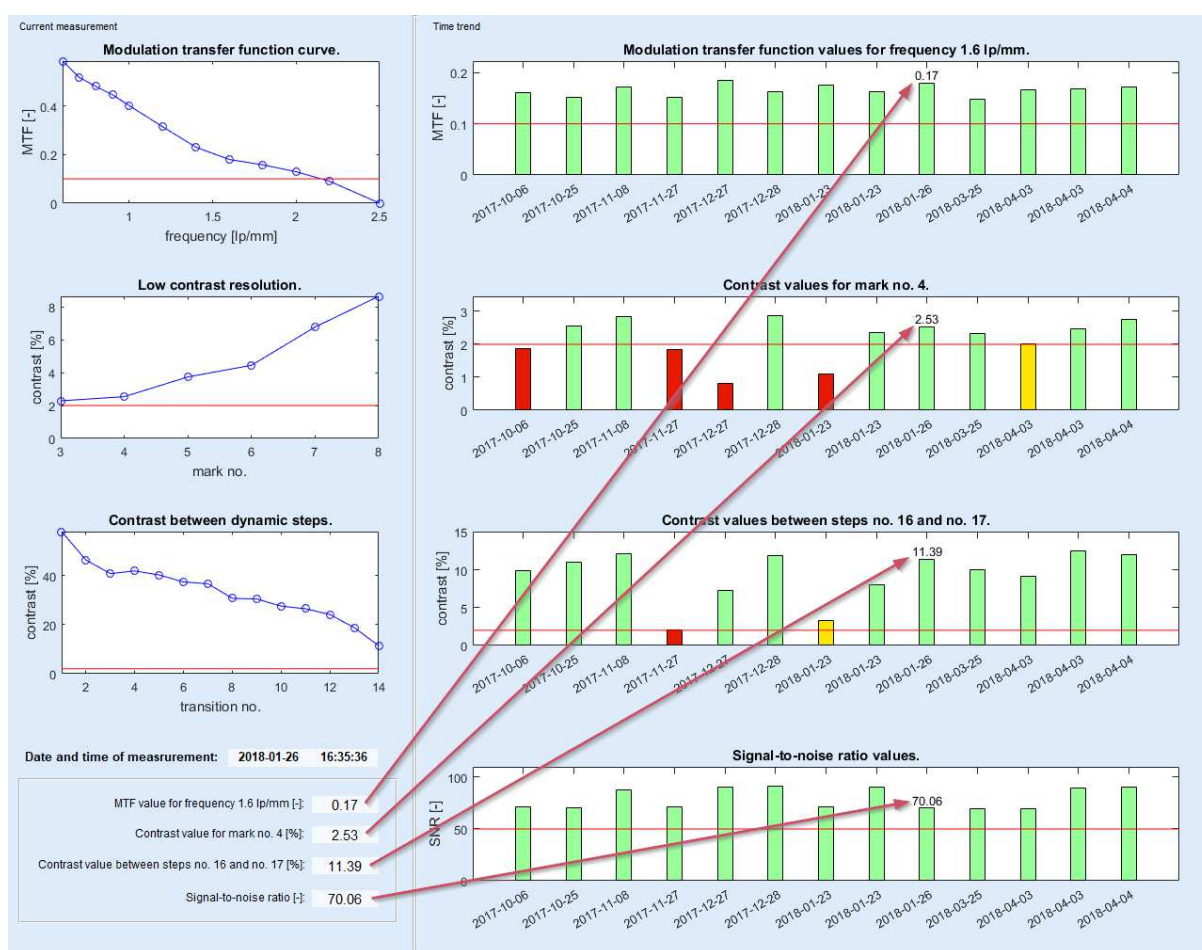




Obr. 22. Kompletní výsledky testů aktuálně hodnoceného snímku.

## Time trend

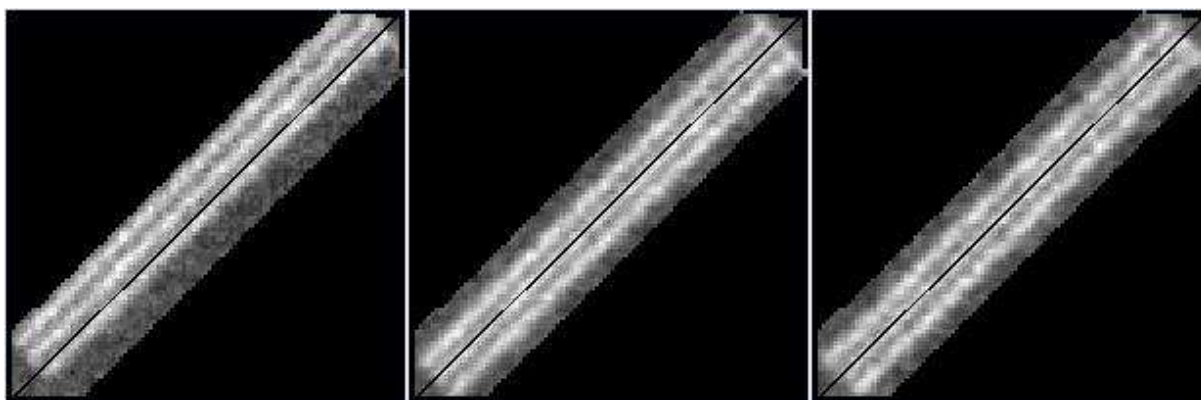
Hodnoty vybraných parametrů z jednotlivých měření jsou zobrazovány pomocí sloupcových grafů s daty měření na ose x, seřazené od nejstaršího měření po nejmladší zleva doprava. V grafech jsou také vykresleny horizontální červené linie, které značí limitní hodnoty stanovené v kapitole 2.3. Pokud hodnota vybraného parametru klesne pod hodnotu limitní, je příslušný sloupec vybarven červeně. V případě nadlimitních hodnot v rozsahu 0,1 – 0,13 u HCR, 2 – 2,3 u LCR, 2 – 5 u zobrazení stupnice šedi a 50 – 60 u SNR jsou příslušné sloupce vybarveny oranžově. Pro všechny vyšší hodnoty jsou sloupce zelené. Pro zlepšení orientace při větším množství měření se u aktuálně vybraného měření zobrazí nad příslušnými sloupci hodnoty vybraných parametrů.



Obr. 23. Vývoj hodnot vybraných parametrů v čase.

## Vizuální ověření správnosti provedení matchingu

V levé spodní části GUI je zobrazen aktuálně hodnocený snímek a zvětšený výřez na pár čar 1,6 lp/mm testovacího prvku MTF. Tento výřez slouží k vizuálnímu ověření správnosti provedení matchingu. Z referenčního snímku byla vytvořena binární maska ve tvaru protáhlého šestiúhelníku, jehož dvě dlouhé strany jsou rovnoběžné s páry čar bloku 1,6 lp/mm a spojnice mezi dvěma nejvzdálenějšími vrcholy je v zákrytu s centrální mezerou bloku 1,6 lp/mm. Vnitřní plocha šestiúhelníku má hodnotu pixelů 1 a zbytek plochy 0. Tato maska je vynásobena snímkem po provedení matchingu. Odstraněny jsou sloupce a řádky s hodnotami pixelů 0. Vznikne detailní čtvercový výřez, jehož úhlopříčka je zvýrazněna tenkou černou linií. Při správně provedeném matchingu je tato úhlopříčka v zákrytu s centrální mezerou bloku 1,6 lp/mm (prostřední bílá čára).

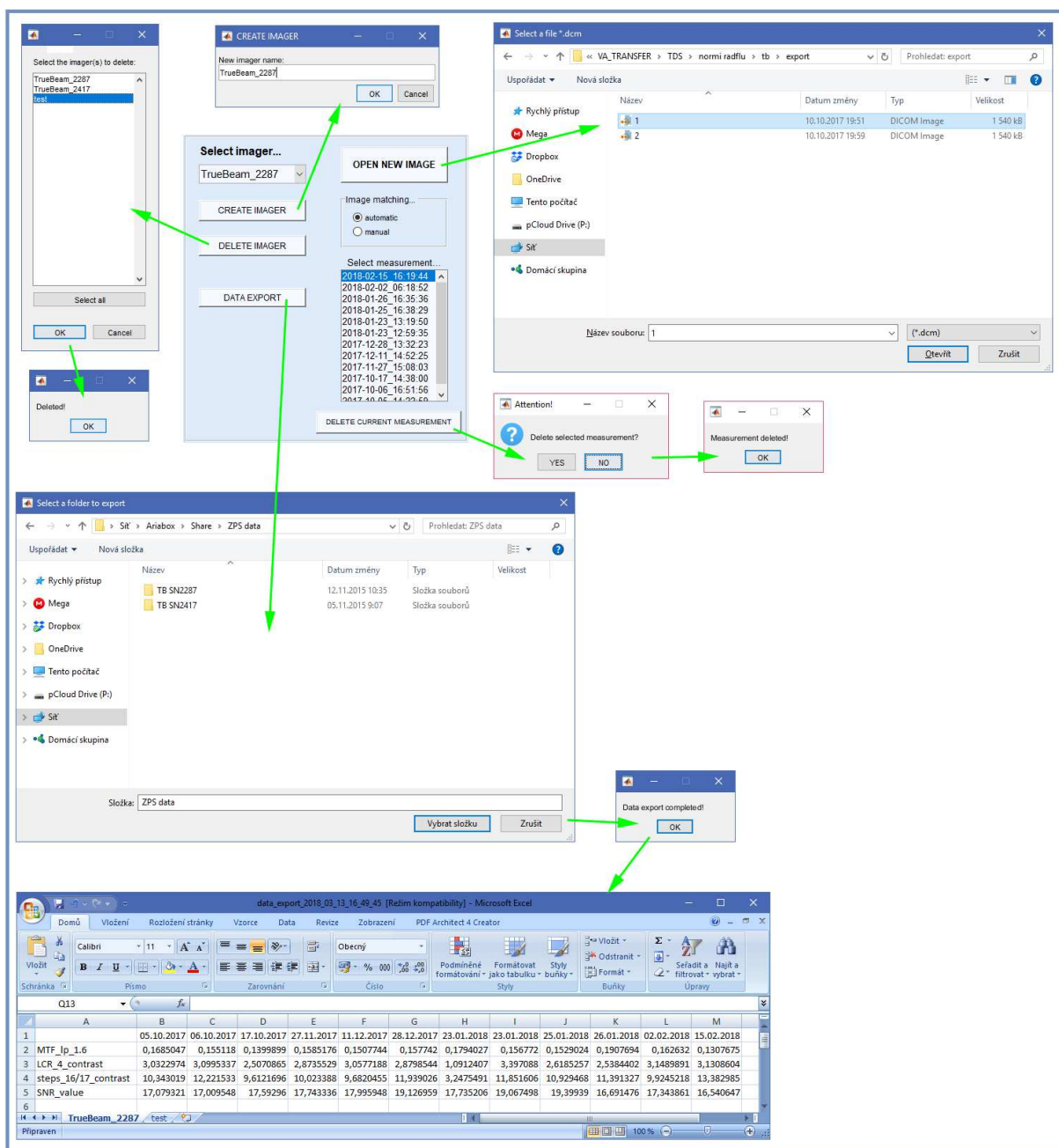


Obr. 24. Srovnání provedení matchingu. Zleva: bez matchingu, manuální matching, automatický matching.

### 3.3.3 Ovládací prvky

Ovládací prvky programu jsou umístěny v levé horní části GUI. Při prvním spuštění programu, nebo při odstranění všech snímkovacích zařízení je aktivní pouze tlačítko pro vytvoření snímkovacího zařízení '*CREATE IMAGER*'. Po vytvoření jednoho nebo více snímkovacích zařízení uživatel vybere příslušné zařízení z popup menu '*SELECT IMAGER*'. Poté je možno zvolit typ matchingu - automatic, manual (defaultně je nastaven automatic) a následně vybrat snímek fantomu k hodnocení pomocí tlačítka '*OPEN NEW IMAGE*'. Samotný výpočet se spustí tlačítkem 'Otevřít' v dialogovém okně výběru nového snímku. Po dokončení výpočtu jsou zobrazeny výsledky v příslušné části GUI (Current measurement, Time trend) a měření je zobrazeno v listboxu '*Select measurement*' ve formátu '*yyyy-mm-dd\_HH:MM:SS*' (nejnovější nahoře) dle data a času pořízení snímku. Výsledky každého měření je možno zpětně zobrazit kliknutím na příslušné měření v listboxu. Aktuálně vybrané měření v listboxu lze smazat stisknutím tlačítka '*DELETE CURRENT MEASUREMENT*'. Smazat lze také vytvořená snímkovací zařízení stisknutím tlačítka '*DELETE IMAGER*'. Naměřená data lze exportovat do *xls* souboru tlačítkem '*DATA EXPORT*'. Do uživatelem

zvoleného adresáře je vytvořen soubor s názvem '*data\_export\_yyyy\_mm\_dd\_HH\_MM\_SS.xls*' dle data a času exportu a v souboru jsou uloženy hodnoty vybraných parametrů společně s datem pořízení snímků. Záložky *xls* souboru nesou názvy snímkovacích zařízení.



Obr. 25. Ovládací prvky GUI.

### 3.3.4 Optimalizace

Během realizace a testování programu bylo potřeba optimalizovat chod některých procesů. V původní verzi SW byla struktura *'masterData'* nahrávána z diskového/síťového úložiště do operační paměti počítače při spuštění každé funkce, která vyžadovala čtení nebo zápis naměřených dat. Při ukončení funkce byla tato struktura opět uložena na diskové/síťové úložiště. Se vzrůstajícím počtem vyhodnocených snímků roste velikost struktury *'masterData'* a docházelo tak k výraznému zpomalování chodu programu. Tento problém byl ošetřen vytvořením spouštěcí a uzavírací funkce. Při startu programu se ve spouštěcí funkci načte struktura *'masterData'* a zapíše se do struktury *'handles'* (během chodu programu uložena v operační paměti počítače), která je třetím argumentem funkce *callback* a je tedy možno k ní přistupovat při kliknutí na jakékoliv tlačítko v GUI (viz. Kapitola 3.3.1). Při uzavření programu uzavírací funkce uloží strukturu *'masterData'* na původní místo diskového/síťového úložiště. Obdobně byl zrychlen chod funkce výpočtu stanovených testů. Původně byly v této funkci načítány binární masky (celkem 48) z diskového úložiště. Pro zrychlení chodu byly všechny binární masky uloženy do struktury *masks.mat* v instalačním adresáři a načítání této struktury bylo přidáno do spouštěcí funkce se zápisem do struktury *'handles'*.

Dalším problémem bylo selhávání automatického matchingu (viz. Kapitola 3.2). V případě přítomnosti vadného pixelu na detektoru během snímkování hodnota signálu vadného pixelu několikanásobně překračuje střední hodnotu signálu ve zbytku obrazu, takže funkce automatického matchingu nenalezla žádný vhodný bod pro matching. Tento problém byl ošetřen snížením maximální hodnoty v obraze na 1,8 násobek střední hodnoty v obraze. S touto úpravou již funkce automatického matchingu vykazovala bezproblémový chod.

Ošetřeno muselo být také zadávání názvu snímkovacího zařízení uživatelem. V Matlabu je povolené jméno proměnné veličiny začínající pouze na malé nebo velké písmeno, po kterém následují písmena, čísla nebo podtržítka. Do funkce zadávání snímkovacího zařízení (*CREATE IMAGER*) byla přidána funkce *genvarname* z Matlab Toolbox. Tato funkce upraví zadané jméno do validního tvaru v případě, že obsahuje, nebo začíná na nepovolené znaky.

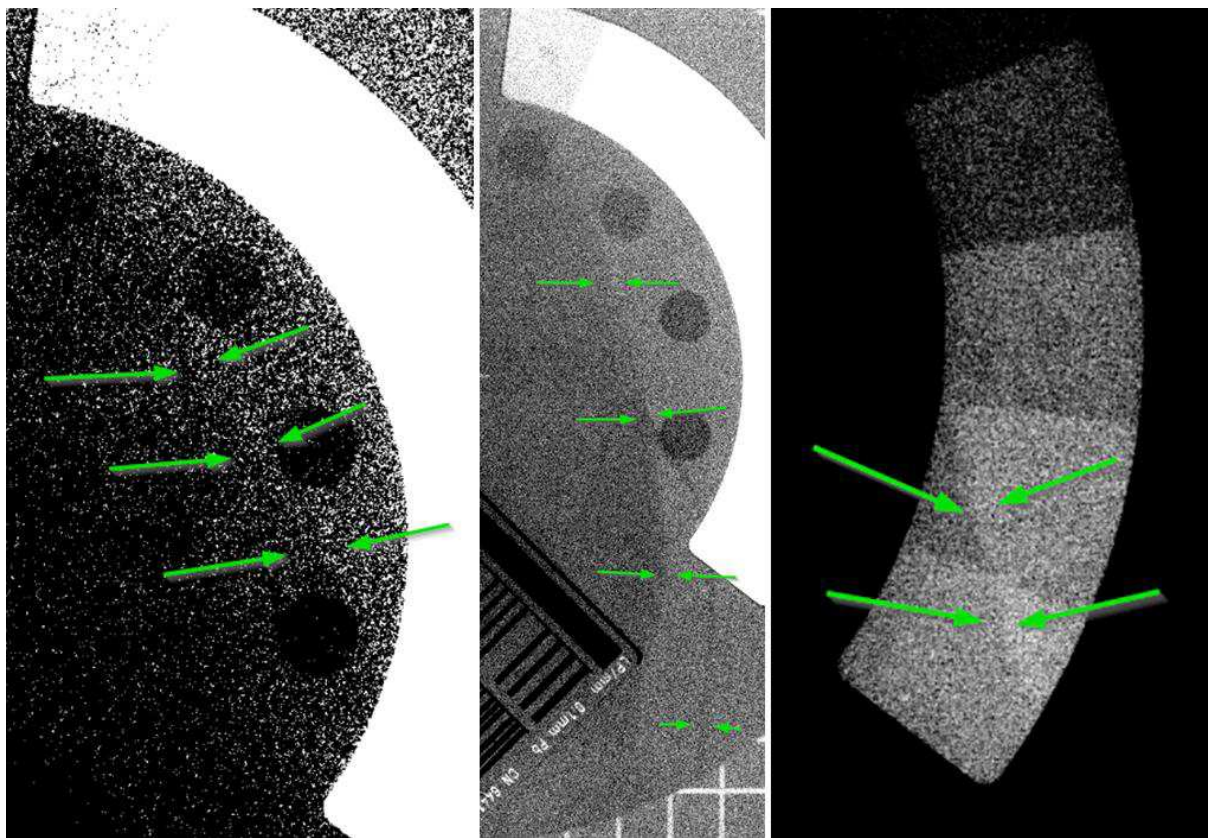
Problémy se vyskytly u listboxu a popupmenu. Při smazání položky v seznamu dojde k nastavení výběru na stejnou pozici v seznamu, jakou měla smazaná položka. V případě smazání poslední položky v seznamu měl být nastaven výběr na již neexistující pozici, což generovalo chybovou hlášku a nedošlo k vykreslení listboxu/popupmenu. Při více než jedné položce v seznamu byl tento problém ošetřen nastavením výběru na pozici v seznamu – 1. Při jedné položce v seznamu byl tento problém ošetřen vykreslením prázdného listboxu/popupmenu.

V rámci optimalizace bylo nastaveno odstraňování všech nepotřebných proměnných veličin na konci každé funkce *callback*. Tím se zamezí nárůstu požadavků na programem alokovaný prostor v operační paměti počítače.



## 4 TESTOVÁNÍ SOFTWARE

Testování SW probíhalo souběžně s vývojem. Vzhledem k přibližně měsíční frekvenci pořizování snímků bylo z obou urychlovačů doposud nashromážděno cca 25 snímků. V případě urychlovače v.č. 2417 vykazují hodnoty vybraných parametrů nízký rozptyl a u žádného parametru neklesla hodnota pod stanovený limit. U urychlovače v.č. 2287 opakovaně klesají hodnoty vybraných parametrů LCR a zobrazení stupnice šedi pod stanovený limit (Obr. 21). Po podrobnější přezkoumání těchto snímků byla zjištěna přítomnost artefaktů v oblasti dynamických schodů č. 16 a č. 17 a kontrastních značek LCR. Tyto artefakty způsobují značné odchylky ve výpočtech. Po kalibraci kV zobrazovacího systému tyto artefakty na určitou dobu zmizí a poté se opět objeví, což je zachyceno testovaným SW. Tento problém byl již konzultován se servisní firmou a s největší pravděpodobností souvisí s vadou nebo nesprávným nastavením některé z komponent kV zobrazovacího systému.



Obr. 26. Opakovaně vyskytující se artefakty v obrazech z LU v.č. 2287 zjištěné při testování SW.

Během testování bylo zjištěno, že funkce automatického matchingu má vliv na výslednou křivku MTF. Při opakovaném vyhodnocení stejného snímku není výsledná křivka MTF totožná.

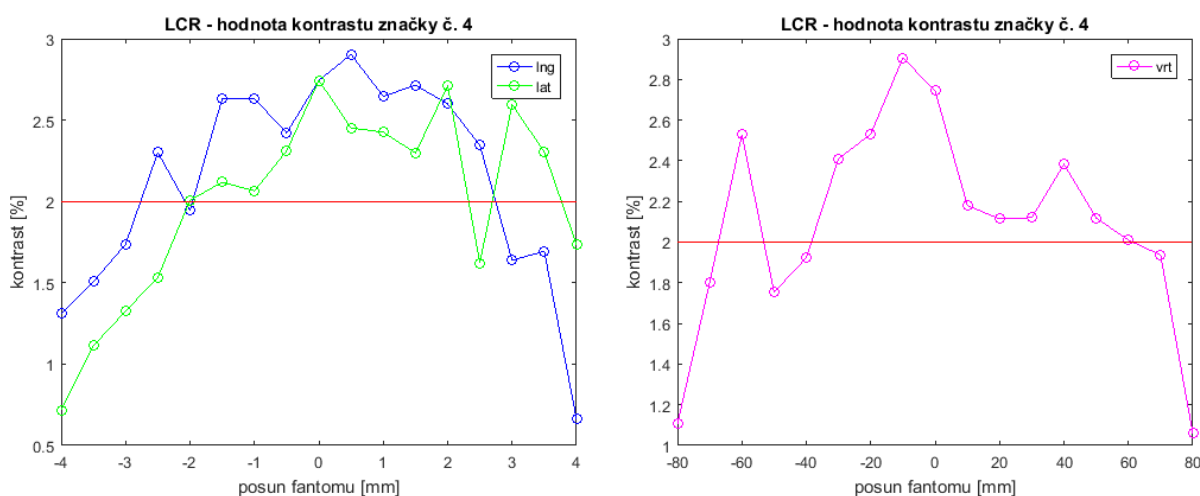
Algoritmus funkce automatického matchingu nenalezne vždy stejný počet bodů vhodných pro matching a navíc při následné translaci či rotaci dojde k převzorkování obrazu. Vzhledem k tomu, že množství pixelů pro výpočet MTF je poměrně malé (pro binární masku 1,6 lp/mm je to 1238 pixelů), dochází poté při výpočtu MTF k určitému zkreslení. Pro ověření, zda není toto zkreslení zásadní pro správnou prezentaci výsledků MTF frekvence 1,6 lp/mm, byl 40krát vyhodnocen stejný snímek (viz Graf 7). Střední hodnota MTF byla 0,196 a maximální odchylky od této hodnoty činily +1,58 % a -1,63 %. Vzhledem k tomu, že se průměrná hodnota MTF frekvence 1,6 lp/mm ze všech měření pohybuje okolo 37 % nad stanovenou mezní hodnotou (0,1), lze tuto odchylku zanedbat.



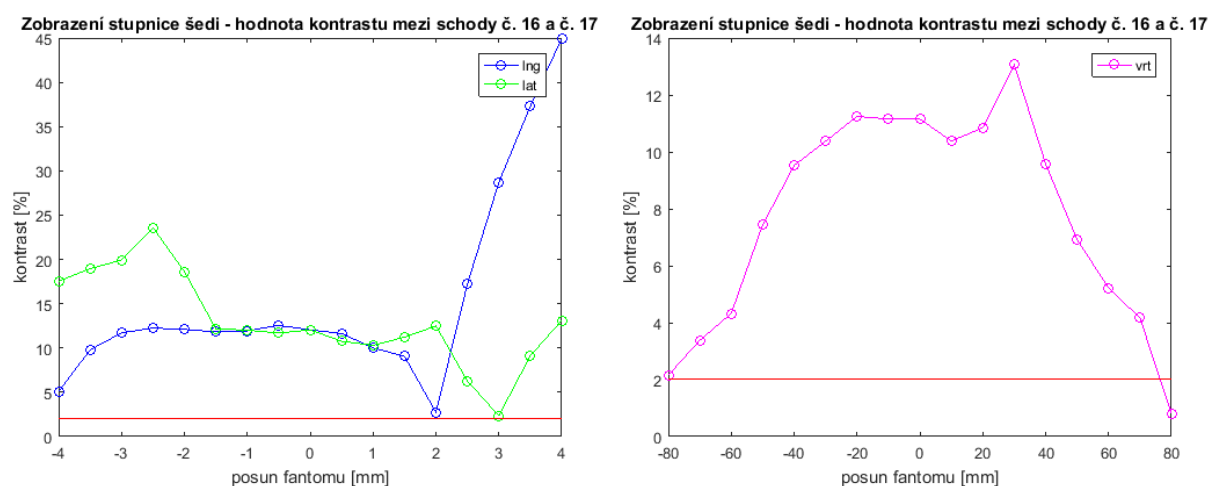
Graf 7. Odchylky výsledné hodnoty MTF frekvence 1,6 lp/mm při opakovaném vyhodnocování stejného snímku.

Otestován byl také vliv případné nepřesnosti uložení fantomu do izocentra lineárního urychlovače na výsledné hodnoty vybraných parametrů LCR, zobrazení stupnice šedi a SNR. Fantom byl postupně snímkován s posunem o 0,5 mm do celkové odchylky 4 mm v obou laterálních (lat) a longitudinálních (lng) směrech a s posunem o 10 mm do celkové odchylky 80 mm v obou vertikálních (vrt) směrech. U LCR a zobrazení stupnice šedi jsou změny ve výsledném kontrastu do značné míry závislé na směru posunu, tak jak se pozice binárních masek přesouvá do okolních oblastí s různými hodnotami signálu. Nejvýraznější je změna ve směru lng + 2,5 mm až 4 mm u zobrazení stupnice šedi. Binární maska schodu č. 17 se přesune nad homogenní oblast s vyšším signálem, takže vzájemný kontrast mezi schodem č. 17 a č. 16 několikanásobně vzroste. Hodnoty kontrastu jsou více méně stabilní v rozmezí posunu ve směrech lat a lng  $\pm 1,5$  mm, což odpovídá velikosti bezpečnostního lemu binárních masek cca 3 mm. Ve vertikálním směru je přípustná odchylka polohy mnohonásobně větší (cca  $\pm 20$  mm), což je dáno projekcí fantomu na detektor. Nicméně takto výraznou chybu uložení fantomu nelze předpokládat. U testu SNR jsou změny hodnoty SNR velmi podobné ve všech směrech posunu fantomu. Je to dáno polohou binární masky pro SNR nad schodem č. 1, kde je mnohonásobně vyšší hodnota signálu, než v jeho okolí. Při posunu fantomu jakýmkoliv směrem se pod binární masku

dostávají pixely s nízkou hodnotou signálu a s vysokou hodnotou šumu. Co se týče stability hodnoty SNR v závislosti na velikosti odchylky uložení fantomu, platí zde obdobné hodnoty posunu ( $\text{lat} \pm 1,5 \text{ mm}$  a  $\text{vrt} \pm 20 \text{ mm}$ ). U HCR (MTF), díky matchingu, jsou výsledky stabilní i při značném posunu několikanásobně přesahující reálně možnou nepřesnost uložení. Pouze ve vertikálním směru dochází mírnému růstu hodnot MTF ve směru  $\text{vrt} +$  (směrem k rentgence) a poklesu hodnot MTF ve směru  $\text{vrt} -$ . Je to dáno množstvím pixelů, ze kterých je počítána hodnota MTF. Při pohybu fantomu směrem k rentgence se na detektoru zvětšuje obraz fantomu a tím pádem dochází ke zlepšení prostorového rozlišení (nárůstu MTF) a naopak.

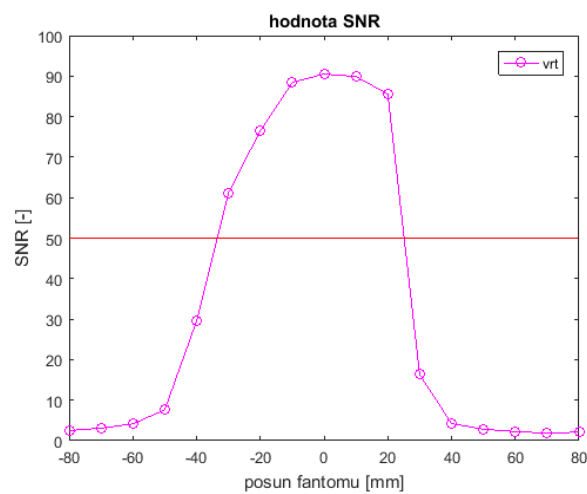
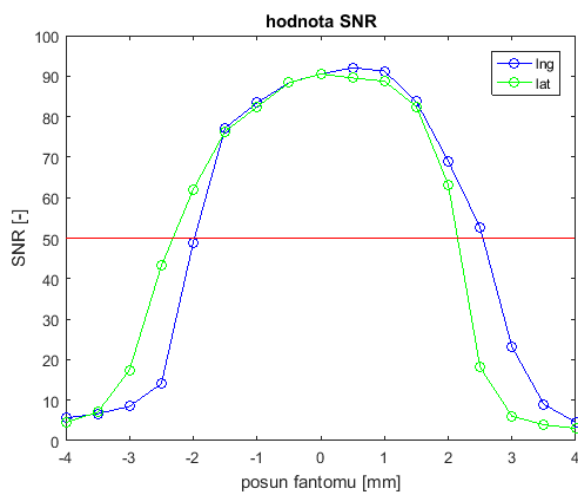


Graf 8. Hodnoty kontrastu značky č. 4 testu LCR pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru.

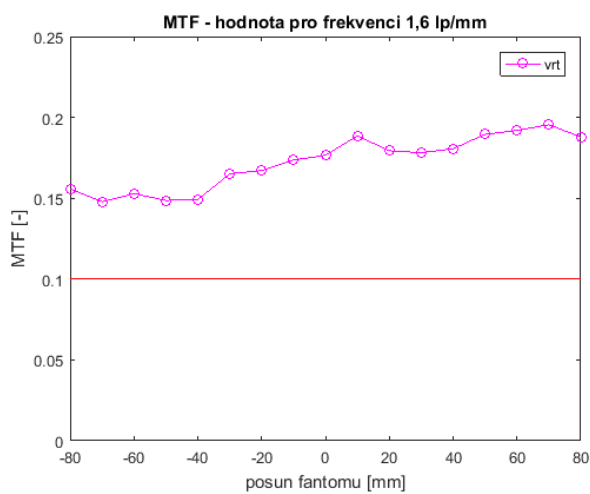
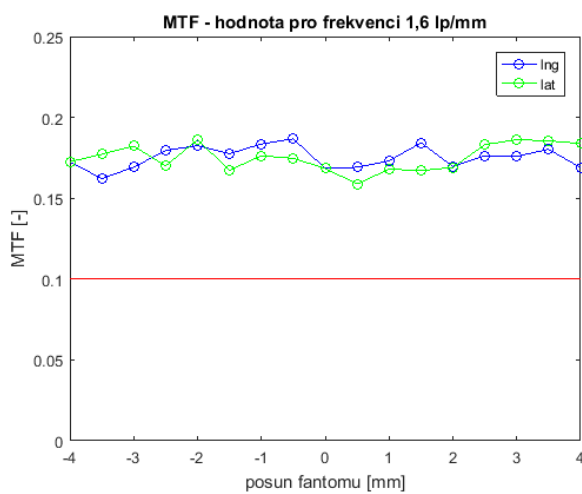


Graf 9. Hodnoty kontrastu mezi schody č. 16 a č. 17 testu zobrazení stupnice šedi pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru.





Graf 10. Hodnoty SNR pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru.



Graf 11. Hodnoty MTF pro posuny fantomu v lng, lat a vrt směru.

## ZÁVĚR

V této práci byl navržen a zrealizován software pro automatickou analýzu snímků fantomu Normi RAD/FLU. Tento fantom se doposud používal pro vizuální hodnocení kvalitativních parametrů rentgenového obrazu kilovoltážních zobrazovacích systémů na lineárních urychlovačích TrueBeam Radiotherapy System. Úvodní rešerše posloužila k nalezení objektivních metod hodnocení vybraných parametrů obrazu. Vývoj softwaru probíhal v interaktivním programovém prostředí MATLAB R2016a. Software se podařilo úspěšně začlenit do zkoušek provozní stálosti na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Hlavním přínosem softwaru je odstranění subjektivity při vyhodnocování kvalitativních parametrů obrazu. Výsledky testů vybraných parametrů jsou prezentovány přehlednou formou v graficko-uživatelském prostředí s jednoduchým a intuitivním ovládáním. Díky softwaru došlo ke značnému zrychlení procesu hodnocení snímků. Celý proces hodnocení snímků je zcela automatizovaný, včetně matchingu oblasti pro výpočet MTF, která vyžaduje precizní zarovnání vůči referenčnímu snímku. Uživatel má během několika vteřin výsledky aktuálně hodnoceného snímku a zároveň vidí, jak se vyvíjí hodnoty jednotlivých parametrů v čase. Pro každý parametr je nastavena mezní hodnota. Přiblížení k této hodnotě, nebo pokles pod tuto hodnotu je barevně zvýrazněn pro rychlejší orientaci ve výsledcích měření. Funkčnost softwaru jednoznačně splnila požadavky zadavatele.

Vytvořený software by bylo možné rozšířit o některé další testy z katalogu zkoušek provozní stálosti Onkologického oddělení. Jedná se o testy, které nesouvisí s hodnocením kvalitativních parametrů obrazu rentgenového obrazu, ale využívají kilovoltážní a megavoltážní zobrazovací systém a jsou vyhodnocovány ručně z pořízených snímků. Je to např. shoda velikosti světelného pole, radiačního pole a indikovaného údaje, nebo souhlas světelné osy a osy svazku záření. Automatizace vyhodnocování těchto testů by přinesla další úspory času při provádění zkoušek provozní stálosti. Dále by bylo možné využít navržený software a fantom Normi RAD/FLU pro hodnocení kvalitativních parametrů obrazu u 27 skiagrafických a skiaskopických rentgenových zařízení na Radiologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Software by bylo vhodné rozšířit o možnost hromadného zpracování snímků a automatické začlenění výsledků dle přístroje, na kterém byl daný snímek pořízen. Zrevidován by musel být také samotný rozsah testů dle doporučení SÚJB pro radiodiagnostiku. Vzhledem k množství zařízení by bylo možné měsíčně dosáhnout několikahodinové úspory času při vyhodnocování.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. VALDES, G., MORIN, O., VALENCIAGA, Y., POULIOT, J., CHUANG, C. Use of TrueBeam developer mode for imaging QA. *Journal of Applied Clinical Medical Physics American College of Medical Physics*, 2015, vol. 16, no. 4, pp. 322-333.
2. SUMIDA, I., YAMAGUCHI, H., KIZAKI, H., YAMADA, Y., KOIZUMI, M., YOSHIOKA, Y., FURUKAWA, S. Evaluation of imaging performance of megavoltage cone-beam CT over an extended period. *Journal of Radiation Research*, 2014, vol. 55, no. 1, pp. 191-199.
3. GARAYOA, J., CASTRO, P. A study on image quality provided by a kilovoltage cone-beam computed tomography. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2013, vol. 14, no. 1, pp. 239-257.
4. KAWAHARA, D., OZAWA, S., NAKASHIMA, T., SUZUKI, T., TSUNEDA, M., TANAKA, S., NAGATA, Y. Absorbed dose and image quality of Varian TrueBeam CBCT compared with OBI CBCT. *Physica Medica*, 2016, vol. 32, no. 12, pp. 1628-1633.
5. HOBSON, M. A., SOISSON, E. T., DAVIS, S. D., PARKER, W. Using the ACR CT accreditation phantom for routine image quality assurance on both CT and CBCT imaging systems in a radiotherapy environment. *Journal of applied clinical medical physics*, 2014, vol. 15, no. 4, pp. 226-239.
6. KEAT, Nick. *Comparison of assessment techniques for CT scanner spatial resolution measurement* [online]. c2005<sup>10</sup>. [http://www.ctug.org.uk/meet05-10-06/assessment\\_techniques\\_ct\\_spatial\\_resolution.pdf](http://www.ctug.org.uk/meet05-10-06/assessment_techniques_ct_spatial_resolution.pdf).
7. MICHAIL, C. M., KALYVAS, N. E., VALAIS, I. G., FUDOS, I. P., FOUNTOS, G. P., DIMITROPOULOS, N., KANDARAKIS, I. S. Figure of Image Quality and Information Capacity in Digital Mammography. *BioMed Research International*, 2014, vol. 2014, 634856, pp 11.
8. TORFEH, Tarraf – BEAUMONT, Stéphane – GUÉDON, Jean-Pierre – DENIS, Eloise. Evaluation of two software tools dedicated to an automatic analysis of the CT scanner image spatial resolution. In *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Lyon – France, 2007. pp. 3910-3913.
9. NAKAHARA, S., TACHIBANA, M., WATANABE, Y. One-year analysis of Elekta CBCT image quality using NPS and MTF. *Journal of applied clinical medical physics*, 2016, vol. 17, no. 3, pp. 211-222.

10. STANLEY, D. N., PAPANIKOLAOU, N., GUTIERREZ, A. N. An evaluation of the stability of image-quality parameters of Varian on-board imaging (OBI) and EPID imaging systems. *Journal of applied clinical medical physics*, 2015, vol. 16, no. 2, pp. 87-98.
11. GONZÁLEZ-LÓPEZ, A., RUIZ-MORALES, C. MTF determination from a star bar pattern image. *Medical physics*, 2015, vol. 42, no. 9, pp. 5060-5065.
12. GONZÁLEZ-LÓPEZ, A., CAMPOS-MORCILLO, P. A., LAGO-MARTÍN, J. D. An oversampling procedure to calculate the MTF of an imaging system from a bar-pattern image. *Medical physics*, 2016, vol. 43, no. 10, pp. 5653-5658.
13. STEIDING, CH., KOLDITZ, D., KALENDER, W. A. A quality assurance framework for the fully automated and objective evaluation of image quality in cone-beam computed tomography. *Medical physics*, 2014, vol. 41, no. 3, p. 031901.
14. LI, G., GREENE, T. C., NISHINO, T. K., & WILLIS, C. E. Evaluation of cassette-based digital radiography detectors using standardized image quality metrics: AAPM TG-150 Draft Image Detector Tests. *Journal of applied clinical medical physics*, 2016, vol. 17, no. 5, pp. 1-27.
15. SHAH, J. P., MANN, S. D., TORNAL, M. P., RICHMOND, M., ZENTAI, G. MTF characterization in 2D and 3D for a high resolution, large field of view flat panel imager for cone beam CT. *Progress in Biomedical Optics and Imaging Proceedings of SPIE*, 2014, vol. 9033, pp. 90333V-1-90333V-7.
16. RONG, J., LIU, W., GAO, P., LIAO, Q., LU, H. Modulation transfer function determination using the edge technique for cone-beam micro-CT. *Progress in Biomedical Optics and Imaging Proceedings of SPIE*, 2016, vol. 9783, pp. 97833K-1-97833K-6.
17. SAWA, Kazuhiro - TAKEHANA, Yoshinori - MITSUZUKA, Jo - TANAKA, Akihiro - KINOSHITA, Kentaro - KISHIDA, Satoru. Development of MTF measurement algorithm for CT images with high noise by a radial edge method. In *Intelligent Signal Processing and Communication Systems (ISPACS)*. Nusa Dua – Indonesia: IEEE, 2015. pp. 426-430.
18. SMITH, Steven W., et al. *The scientist and engineer's guide to digital signal processing*. 1st edition. San Diego: California Technical Publishing, 1997. 626 s. ISBN 0-9660176-3-3.
19. HERNANDEZ-GIRON, I., CALZADO, A., GELEIJNS, J., JOEMAI, R. M. S., VELDKAMP, W. J. H. Low contrast detectability performance of model observers based on CT phantom images: kVp influence. *Physica Medica*, 2015, vol. 31, no. 7, pp. 798-807.
20. DAVIDSON, R., ALSLEEM, H., FLOOR, M., VAN DER BURGH, R. A new image quality measure in CT: Feasibility of a contrast-detail measurement method. *Radiography*, 2016, vol. 22, no. 4, pp. 274-281.

21. DE LAS HERAS, H., SCHÖFER, F., TILLER, B., CHEVALIER, M., ZWETTLER, G., SEMTURS, F. A phantom using titanium and Landolt rings for image quality evaluation in mammography. *Physics in medicine and biology*, 2013, vol. 58, no. 8, pp. 17-30.
22. WILSON, J. M., CHRISTIANSON, O. I., RICHARD, S., SAMEI, E. A methodology for image quality evaluation of advanced CT systems. *Medical physics*, 2013, vol. 40, no. 3. pp. 031908-1-031908-9.
23. *Normi RAD/FLU – user manual*. Freiburg: PTW, 2016. 51 s.
24. EDYVEAN, Sue. *Image Noise and Low Contrast Resolution* [online]. Oct 2005. [http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/noise\\_and\\_low\\_contrast\\_resolution/img0.html](http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/noise_and_low_contrast_resolution/img0.html).
25. *Radiační ochrana, doporučení: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT*. Praha: SÚJB, 2009. 68 s.
26. *Radiační ochrana, doporučení: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Lineární urychlovače používané v radioterapii*. Praha: SÚJB, 2015. 66 s.
27. *Přejímací zkoušky 1 část. Lineární urychlovač TrueBeam*, v.č. 2287. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 8 s.
28. *Přejímací zkoušky 1 část. Lineární urychlovač TrueBeam*, v.č. 2417. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 8 s.
29. *Přejímací zkoušky 2. část. Zkoušky dlouhodobé stability. Lineární urychlovač TrueBeam*, v.č. 2287. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 52 s.
30. *Přejímací zkoušky 2. část. Zkoušky dlouhodobé stability. Lineární urychlovač TrueBeam*, v.č. 2417. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 52 s.
31. ČSN EN 60976. *Zdravotnické elektrické přístroje - Lékařské urychlovače elektronů - Funkční charakteristiky*. Praha: Český normalizační institut, 2008.
32. IEC/TR 60977. *Technical Report: Medical electrical equipment – Medical electron accelerators – Guidelines for functional performance characteristics*. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2008.
33. *Generate Mask*. [online] URL:<<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/43864-generate-mask>> [cit. 2018-04-13]

## **PŘÍLOHA NA DVD**

Diplomová práce

Vytvořený software pro analýzu obrazu fantomu Normi RAD/FLU